Aus der orthopädischen Abteilung

des St. Johannes-Hospitals Duisburg-Hamborn
Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Düsseldorf

Direktor: Prof. Dr. H. Frh. v. Andrian-Werburg

UNTERSUCHUNG ZUM ENDOPROTHETISCHEN KNIEGELENKSERSATZ VERGLEICHENDE STUDIE ANHAND VON VIER UNTERSCHIEDLICHEN PROTHESESYSTEMEN

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Michael Jezek

1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535714_0062

Aus der orthopädischen Abteilung

des St. Johannes-Hospitals Duisburg-Hamborn
Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Düsseldorf

Direktor: Prof. Dr. H. Frh. v. Andrian-Werburg

UNTERSUCHUNG ZUM ENDOPROTHETISCHEN KNIEGELENKSERSATZ VERGLEICHENDE STUDIE ANHAND VON VIER UNTERSCHIEDLICHEN PROTHESESYSTEMEN

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Michael Jezek

1983

Gedruckt mit Genehmigung der medizinischen Fakultät

der Universität Düsseldorf

Der Dekan

der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez. Prof. Dr. Hopf

Referent

gez. Prof. Dr. Frhr. v. Andrian-Werbu

Korreferent
gez. Prof. Dr. Schulitz

Meiner Frau gewidmet

1. Einleitung

2. Theoretischer Teil

2.1. Zur Physiologie des Kniegelenks
2.1.1. Die Achse
2.1.2. Die Gelenkflächen
2.1.3. Übertragung von Belastungen
2.1.4. Der Bandapparat

2.2. Zum endoprothetischen Kniegelenksersatz
2.2.1. Gewebliche Reaktion bei der Protheseverankerung
2.2.2. Entstehung von Kräften in Abhängigkeit von der Prothesekonstruktion
2.2.3. Die Bedeutung des Prothesendesigns für die Stabilität des Gelenks
2.2.4. Abschließende Betrachtung

3. Klinischer Teil

3.1. Übersicht

3.2. Methodik

3.3. Bewertung

3.4. Indikationen

3.5. Ergebnisse
3.5.1. Dadurian
3.5.1.1 Beugefähigkeit
3.5.1.2 Achsabweichung
3.5.1.3 Bandinstabilitäten
3.5.1.4 Schmerzen
3.5.1.5 Gehvermögen prae-/postoperativ
3.5.1.6 Gesamtbewertung
3.5.2. Sheehan
3.5.2.1 Beugefähigkeit
3.5.2.2 Achsabweichung
3.5.2.3 Bandinstabilitäten
3.5.2.4 Schmerzen
3.5.2.5 Gehvermögen prae-/postoperativ
3.5.2.6 Gesamtbewertung

3.5.3. SKI
3.5.3.1 Beugefähigkeit
3.5.3.2 Achsabweichung
3.5.3.3 Bandinstabilitäten
3.5.3.4 Schmerzen
3.5.3.5 Gehvermögen prae-/postoperativ
3.5.3.6 Gesamtbewertung
3.5.4. St. Georg
3.5.4.1 Beugefähigkeit
3.5.4.2 Achsabweichung
3.5.4.3 Bandinstabilitäten
3.5.4.4 Schmerzen
3.5.4.5 Gehvermögen prae-/postoperativ
3.5.4.6 Gesamtbewertung
3.6. Komplikationen
3.7. Röntgenbefunde
3.8. Operationstechnisches
3.9. Allgemeines
3.9.1. Nachbehandlung
3.9.2. Berufsleben, Alltag
3.9.3. Subjektive Stellungnahme

4. Diskussion und Schlußfolgerungen

5. Zusammenfassung

6. Literatur

1. Einleitung

Die Endoprothetik hat im Bereich des Hüft- und Kniegelenks in den letzten Jahren eine rasante Entwicklung erfahren. Am Kniegelenk ist die Problematik des total-endoprothetischen Ersatzes besonders groß. Hier spielen die komplizierten biomechanischen und anatomischen Verhältnisse eine entscheidende Rolle.

Es ist außerordentlich schwierig, den physiologischen Bewegungsablauf des Kniegelenks nachzuahmen. Der Trend weg von den den Bandapparat ersetzenden, achsengeführten Scharniergelenken ist deutlich. Dieser Prothesetyp vermag kaum der Physiologie ähnliche Verhältnisse zu schaffen.

Die Entwicklung der letzten Jahre brachte eine Reihe modifizierter Scharniergelenke, die auf starre Achsführung zunehmend verzichten. Die einzelnen Komponenten dieser Prothesen stehen in zunehmend lockererer Verbindung. Andere Prothesetypen ersetzen nur noch die Oberflächen der Gelenke und sind völlig auf einen intakten Bandapparat angewiesen.

Trotz eindeutiger Nachteile, die bestimmte Prothesetypen aufweisen, kann auf ihren Einsatz wegen der verschiedenen klinischen Situationen nicht gänzlich verzichtet werden.

Es soll unter anderem gezeigt werden, welcher Art die Nachteile, aber auch die Vorteile bei bestimmten Prothesetypen sind, und welche Probleme hieraus erwachsen.

2. Theoretischer Teil

2.1. Zur Physiologie des Kniegelenks

2.1.1. Die Achse

Die Kinematik des natürlichen Kniegelenks ist von besonderer Komplexität.

Die Bewegung des Kniegelenks ist die Rotation um eine Achse, die weder im Verhältnis zur Tibia noch zum Femur fixiert ist. Eine solche Achse wird als inkonstante, augenblickliche Achse bezeichnet. Sie nimmt eine bestimmte Stellung im dreidimensionalen Raum nur für einen Augenblick während der Kniebewegung ein (*36).

Es ist denkbar schwierig, die Position einer solchen Achse, die sich im dreidimensionalen Raum bewegt, zu verfolgen. Es wurden Versuche mit Freiwilligen durchgeführt (*15), deren Darmbeinkamm, sowie der femorale und tibiale Kondylus mit unter Lokalanästhesie in die Kortikalis eingebrachten Stäben markiert waren. So konnte die Bewegung der Knochen im Verhältnis zueinander beobachtet werden.

Das Prinzip der sich bewegenden Achse läßt sich leichter veranschaulichen, wenn ein vereinfachtes System angenommen wird. Dabei bewegt sich die Achse immer parallel zu einer bestimmten Richtung, sie beschreibt also nur eine zweidimensionale Bewegung. Abb. 1, übernommen nach Gunston (1971) (*19).

(*) = Ziffern zum numerierten Literaturverzeichnis

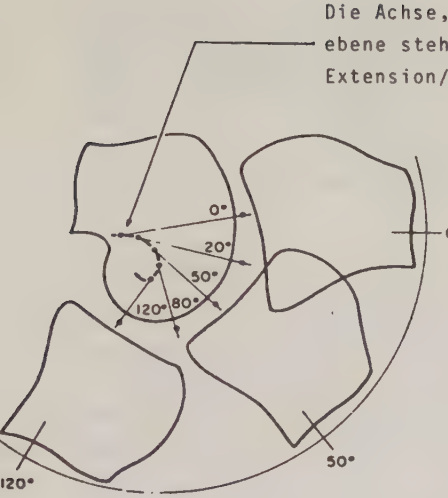


Abb. 1
Die Bewegung des natürlichen Kniegelenks

Die Achse der Extensions-/Flexionsbewegung ist nicht konstant, sondern verändert sich während der Bewegung aufgrund der Veränderung des Radius des Femurkondylus.

2.1.2. Die Gelenkflächen

Seedhom et al. (1972) (*30) zeigen anhand von Plastikmodellen des Kniegelenks, die in der Sagittalebene scheibenweise zerlegt wurden, daß die Femurkondylen verschiedene Radien haben, die in postero-anteriorer Richtung zunehmen. Das mediale Tibiaplateau ist sowohl in antero-posteriore wie in medio-laterale Richtung leicht konkav, das laterale Tibiaplateau ist überraschenderweise in der antero-posterioren Richtung konvex, und fast eben in der medio-lateralen Richtung.

Die artikulierenden Flächen zeigen eine deutliche Inkongruenz. Während der Flexions-/Extensionsbewegung erfahren die Gelenkflächen eine Schaukel-, Gleit- und Rotationsbewegung gegeneinander (*19).

Sowohl die sich verändernden Radien der Femurkondylen, als auch der hohe Grad an Inkongruenz der Gelenkflächen sind die Besonderheiten, die für die große Beweglichkeit des Kniegelenks verantwortlich sind (*14). Abb. 2-a und 3-a, übernommen nach Dowson et al. (1981) (*14).

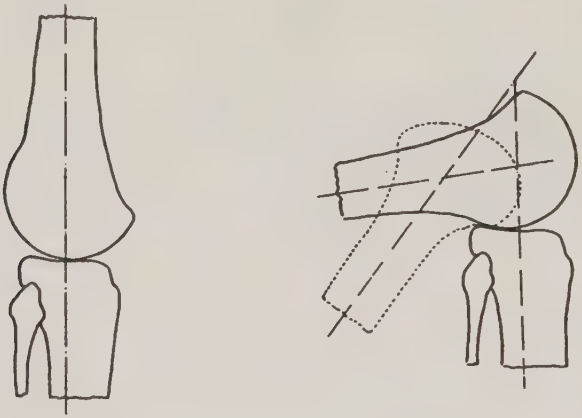


Abb. 2

a. Ein großer hinterer Radius der Femurkondylen behindert die Flexion.

b. Ein großer hinterer Radius wirkt sich durch Vergrößerung der Berührungsflächen günstig auf die Belastungsübertragung aus.

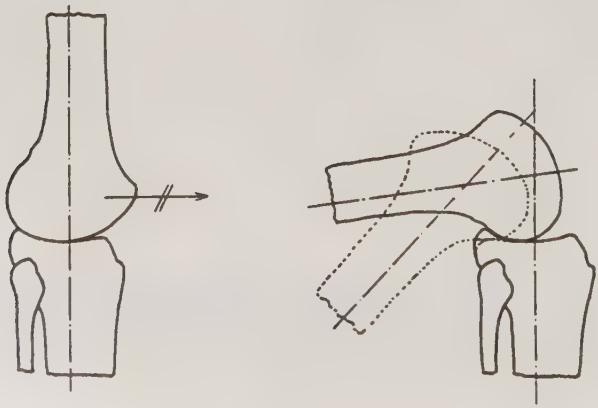


Abb. 3

a. Die Vergrößerung der Kongruenz der Gelenkflächen behindert den Bewegungsumfang.
b. Die größere Kongruenz wirkt sich durch Vergrößerung der Berührungsfläche günstig auf die Belastungsübertragung aus.
c. Antero-posteriore Dislokation ($\longrightarrow\!\!\!\!\!/\!\!\!\!\!\longrightarrow$) wird durch stärkere Kongruenz der Gelenkflächen behindert.

2.1.3. Obertragung von Belastungen

Die oben beschriebenen Eigenschaften haben nicht nur auf das Maß der Beweglichkeit, sondern auch auf die Belastungsübertragung Einfluß.
Die Bedeutung der Geometrie der unter Belastung stehenden Flächen wird in folgendem Zusammenhang deutlich:

$$\text{Druck} = \frac{\text{Last}}{\text{Größe der Berührungsfläche}}$$

Bei zwei belasteten Körpern wird die Last über die gesamte Berührungsfläche dann gleichmäßig verteilt, wenn die Körper kongruent sind und damit die Berührungsfläche möglichst groß ist - im Idealfall bei zwei ebenen Körpern. Wird bei gleichbleibender Last die Kontaktfläche verkleinert (durch kleiner werdende Radien der Femurkondylen bei der Flexion bzw. durch den hohen Grad an Inkongruenz der Gelenkflächen, wie oben beschrieben), resultiert daraus eine entsprechende Druckzunahme.

Dies ist der Preis für die große Kniebeweglichkeit und einer der Gründe für die relativ hohe Frequenz der Arthrose im Kniegelenk.

Diese Problematik wird in Abb. 2-b und 3-b verdeutlicht.

2.1.4. Der Bandapparat

Bei der Beschreibung der Kniekinematik ist es notwendig, auf den Bandapparat einzugehen. Dieser stellt quasi die übergeordnete Kontrollinstanz der Kniebewegung dar. Die Menisci leisten einen gewissen Beitrag zur Bewegungskontrolle, indem sie die Inkongruenz der Gelenkflächen etwas abmildern. Außerdem vergrößern sie die Oberfläche und verbessern so indirekt die Druckverteilung zwischen Femur und Tibia, sie sind jedoch flexibel und komprimierbar. Es ist offensichtlich, daß die notwendige Stabilität und Bewegungskontrolle des Gelenks nicht durch die Gelenkflächen selbst gewährleistet werden kann (*36).
Hier kommt der Bandapparat zum Tragen.

Kreuz- und Seitenbänder unterstützen sich gegenseitig bei der Kontrolle der Kniebewegung, nur in den Endphasen der Flexion bzw. Extension werden sie isoliert beansprucht. Das Innenband wirkt als Rotationshemmer, die Kreuzbänder verhüten eine Überstreckung und garantieren eine anteroposteriore Stabilität (*21).
Der Bandapparat spielt auch bei der Übertragung von Belastungen eine große Rolle.

Bei den Tätigkeiten des täglichen Lebens können Zug, Scherung, Biegung und Torsion auftreten. Dies wirkt sich bei natürlichen Gelenken als Druckspannungen zwischen den Gelenkflächen und als Zugspannungen in den Bändern aus (*37).

Im Zusammenhang mit dem zentralen Thema dieser Arbeit, dem prothetischen Gelenkersatz, ist dies von großer Bedeutung: Übernimmt die Gelenkprothese auch die Funktion der Bänder, überträgt sie außer Druckbelastungen auch diese Kräfte mit allen unerwünschten Folgen für die Verbindung zwischen Knochen und Prothese (*37).
Auf diese Problematik wird weiter unten noch näher eingegangen.

2.2. Zum endoprothetischen Kniegelenksersatz

Es gibt eine Vielzahl von Faktoren, die es bei dem prothetischen Gelenkersatz zu beachten gilt. Abgesehen von Elastomechanik, Materialeigenschaften, Reibung und Verschleiß und der Herstellung von Protheseteilen waren im Zusammenhang mit dem klinischen Teil der Studie die geweblichen Reaktionen auf die Prothese sowie die mechanischen Aspekte beim Prothesedesign und ihrer Verankerung von Interesse.

2.2.1. Gewebliche Reaktion bei der Protheseverankerung

Theoretisch gibt es eine ganze Reihe von Möglichkeiten, eine Prothese am Knochen zu fixieren (u.a. Klebeverbindungen, Preßsitz, Schraubverbindungen). Diese Möglichkeiten sind aus verschiedenen Gründen entweder nicht ausreichend (z. B. Schraubverbindungen) oder noch nicht genügend entwickelt (z. B. Klebeverbindungen).
Klinisch werden bisher fast ausschließlich zwei Arten der Fixation angewendet: die Fixation mittels Polymethylmethacrylatzement (*1, *9, *22, *31) und die zementfreie Fixation durch Einwachsen von Knochen in das Implantat (*6, *27, *42). Zunächst soll auf die Fixation mittels Zement eingegangen werden.

In der Initialphase hat die Oberfläche des Implantats einen gleichförmigen Kontakt mit dem umgebenden Knochengewebe, Gewebsvertiefungen werden durch Zementzapfen ausgefüllt. Vernon-Roberts und Freeman (1976) (*39) vermuten daher, daß Implantate mit rauher Oberfläche fester mit dem Knochen verbunden sind als solche mit glatter Oberfläche.
Die histologische Untersuchung des Implantatbettes ergibt immer eine Nekrosezone von Knochen und Knochenmark, die sich etwa 5 mm tief von der Zementoberfläche aus erstreckt (*38).

Die Nekrosezone ist unumstritten, unklar ist lediglich ihre Ausdehnung.
Willert, Ludwig und Semmlitsch (1974) (*40) sprechen in diesem Zusammenhang von einigen Zellagen.
Im weiteren Verlauf kommt es in der Grenzschicht zwischen dem nekrotischen und lebenden Knochen zur Proliferation von Blutgefäßen, Fibroblasten, Osteoblasten und Osteoklasten treten auf (*38). Diese Befunde sind mit der Reaktion des Gewebes um einen Knocheninfarkt herum identisch.
Schließlich werden die nekrotischen Zonen von Granulationsgewebe durchsetzt, die Nekrosen um- und abgebaut und durch neues Faser- und Knochengewebe ersetzt.
Leider bildet sich der neue Knochen noch vor dem vollständigen Abbau des nekrotischen Bezirks aus. Das Resultat kann ein eventuell noch lange Zeit bestehendes Nebeneinander von lebendem und totem Knochen an der Knochen-Zement-Grenze sein. Erst in der Spätphase werden auch diese Bezirke umgebaut und teilweise durch faseriges Bindegewebe ersetzt (*38). Unmittelbar an der Zementoberfläche schließt sich eine zellfreie fibrinartige Schicht an.

In diesem Zusammenhang muß der Frage nachgegangen werden,

1. warum der Knochen abstirbt, und
2. warum er teilweise durch faseriges Bindegewebe anstatt durch lebenden Knochen ersetzt wird.

ad 1.a) Eine mögliche Ursache der Knochennekrose ist das operationsbedingte Trauma und die beim Sägen entstehende Hitze. So konnten Linder und Lundskog (1975) (*25) zeigen, daß bei schonender Operationstechnik ein direkter Kontakt zwischen lebenden Knochen und Implantat erzielt werden kann.

b) Der Zement erzeugt bei der Polymerisation eine beträchtliche Hitze. Eine thermische Knochennekrose kann als gesichert angesehen werden (*24). Temperaturen von max. 65° C wurden an der femoralen

und tibialen Knochenzementgrenze festgestellt. (*5) Die Koagulationstemperatur des Knochenkollagens liegt bei mindestens 70° C (Labitzke und Paulus in einer noch nicht veröffentlichten Arbeit - entnommen nach Vernon-Roberts und Freeman (1979) (*38)). Die Gefahr einer Matrixschädigung dürfte daher nur gering sein, ein Zellschaden aber durchaus möglich.

c) Die Zementmonomere sind toxisch. Eine Nekrose ist denkbar (*9), konnte letztlich aber nicht bewiesen werden.

ad 2.a) In nekrotischen Knochen kommt es zur Akkumulation von Belastungszyklen (*38). Wiederholte Belastung, wie sie im täglichen Leben stattfindet, führt zum Ermüdungsbruch des nekrotischen Knochens. So scheint toter, wiederholt belasteter spongiöser Knochen durch faseriges Bindegewebe ersetzt zu werden, weil er vorher gebrochen ist (*35, *39).

Je ausgedehnter die ursprüngliche Nekrosezone ist, desto größere Bezirke des endgültigen Implantatbettes bestehen aus faserigem Bindegewebe. Die Präsenz dieser Bindegewebsschicht zwischen Zement und lebenden Knochen ist wahrscheinlich einer der Gründe für eine eventuelle Lockerung der Prothese.

Diese Bindegewebsschicht ist einer Zug- und Schubbeanspruchung gegenüber wahrscheinlich schwach, einer Druckbeanspruchung gegenüber jedoch einigermaßen dauerhaft (*37). Deshalb sollte die Prothese und ihre Verankerung so entworfen werden, daß solche Spannungen an der Grenzfläche zwischen Knochen und Prothese möglichst vermieden werden. (Eine andere Lösungsform wäre, diese Bindegewebsschicht nicht entstehen zu lassen. Dies scheint nach den bisherigen Erfahrungen bei der Fixation mit Zement nicht möglich zu sein).

2.2.2. Entstehung von Kräften in Abhängigkeit von der Prothesekonstruktion

2.2.2.1 Natürliche Gelenke sind so ausgebildet, daß Scherung, Biegung und Torsion teilweise als Druckspannungen über die Gelenkflächen und teilweise als Zugspannungen über die Bänder übertragen werden.
In dem Ausmaß, in dem die Prothese die Funktion der Bänder übernimmt, werden außer den Druckspannungen auch die anderen Belastungsarten übertragen.

Ein typisches Beispiel hierfür ist ein achsgeführtes, zweidimensional wirkendes Scharniergelenk, wie es die Knie-TEP's der ersten Generation waren, das die Funktion sämtlicher Bänder übernimmt. (Schon die Tatsache, daß eine Achsführung vorgegeben ist, zeigt, daß dem Gelenk ein unphysiologischer Bewegungsablauf aufgezwungen wird, denn das natürliche Kniegelenk besitzt keine solche Achse).
Der intramedulläre Stiel einer solchen Prothese ist einer Biegebelastung ausgesetzt, wenn die Flexion bzw. Hyperextension etwa durch einen Anschlag der Protheseteile begrenzt wird.
Eine solche Begrenzung kommt aber nur in der Endphase der Flexions-/Extensionsbewegung zum Tragen. Dementsprechend wird eine hieraus resultierende Biegebelastung des Prothesenstiels während der Aktivitäten des täglichen Lebens nicht so häufig auftreten.
Das Hauptproblem solcher Prothesetypen stellt die Obertragung der Torsionskräfte dar:
Der Stiel einer Scharnierprothese, die nur zweidimensional wirkt, und bauartbedingt keine noch so geringfügige Rotation des Unterschenkels zuläßt (z. B. die GUEPAR-Prothese), wird a priori sämtliche Torsionskräfte, die am Gelenk wirken, auf die Prothesen-Zement- bzw. Knochen-Zement-Grenze übertragen.
Dies hat nicht nur eine erhöhte Lockerungsgefahr zur Folge, sondern kann zu anderen Komplikationen, wie etwa Spiralbrüchen der Tibia führen. Eine Lösungsmöglichkeit dieses

Problems bietet die Dadurian-Prothese, welche eine Rotationskomponente besitzt (Hierzu Näheres im Abschnitt 3.1.).

2.2.2.2 Ein weiteres Problem betrifft alle Prothesen mit intramedullärem Stiel (also auch die Hüft-TEP's):
Ober den Stiel wird ein großer Teil der Belastung am proximalen Knochen vorbei nach distal übertragen. Die Spannung im proximalen Knochen ist folglich geringer als beim natürlichen Gelenk.
Da der Umsatz und die Neubildung des Knochens von mechanischen Spannungen abhängig ist (Wolff'sches Gesetz), kann durch lokale Fehlbeanspruchung im Bereich des proximalen Knochens eine Osteoporose entstehen, die wiederum zur Prothesenlockerung führen kann.

2.2.2.3 Die an der Prothesengrenzfläche wirkenden Kräfte können teilweise in Druckspannungen umgewandelt werden, indem die Prothesenteile mit Vorsprüngen versehen werden. Abb. 4, übernommen nach Swanson (1979) (*37), zeigt dieses Prinzip anhand von Umwandlung von Torsionsbelastung in Druckspannung.

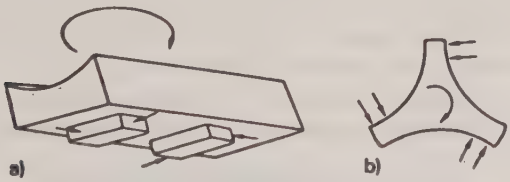


Abb. 4a,b

a) und b) Torsionsbelastung eines a) Tibiaplateaus und b) intramedullärem Prothesenstieles, die von Vorsprüngen in der Grenzfläche als Druckspannung übertragen wird.

2.2.3. Die Bedeutung des Prothesendesigns für die Stabilität des Gelenks

2.2.3.1 Das Design der Gelenkflächen hat in hohem Maß Einfluß auf die an der Prothesen-Knochen- bzw. Prothesen-Zementgrenze wirkenden Kräfte, wie auch auf die Stabilität des Gelenkes.

Greenwald et al. (1981) (*18) sprechen in diesem Zusammenhang von "intrinsischer" und "extrinsischer" Stabilität, deren Gemeinsamkeit darin besteht, einer Dislokation in antero-posteriore und medio-laterale Richtung entgegenzuwirken, bzw. die Rotation zu kontrollieren. Diese Aufgabe wird bei dem "intrinsischen" System durch das Design des Implantats, und bei dem "extrinsischen" System durch die Funktion des Bandapparats erfüllt. Das Zusammenspiel dieser Systeme gewährleistet also die Gesamtstabilität eines prothetisch versorgten Kniegelenkes. Es hängt vom Design der Prothese ab, welches der beiden Systeme stärker beansprucht wird.

2.2.3.2 Ein Gelenk, das mit einer Scharnierprothese versorgt wurde, deren beide Komponenten fest miteinander verbunden sind, wird dementsprechend in seinem Bewegungsablauf geführt. Die Prothese hat hier die Funktion des Bandapparates übernommen, die Stabilität wird durch das intrinsische System gewährleistet.
Das andere Extrem ist ein nur die Femuroberfläche ersetzender Schlitten mit einem ebenen Tibiaplateau. Hier sind weder die Komponenten miteinander verbunden, noch sind die artikulierenden Protheseteile kongruent. Eine Führung wird nicht vorgegeben, die Stabilität ist von der Funktion des Bandapparates (des extrinsischen Systems) abhängig.

Zwischen diesen beiden Extremen gibt es eine ganze Reihe von Prothesendesigns, die mehr oder weniger auf das extrinsische System angewiesen sind. Je weniger Führung durch das Implantat vorgegeben ist, desto geringer ist die

Stabilität, desto stärker wird das extrinsische System beansprucht. Bei zunehmend vorgegebener Führung wird das extrinsische System entsprechend entlastet.

Das Sperocentric und Attenborough-Knie repräsentiert ein weniger führendes, modifiziertes Scharniersystem (*2, *3, *34). Die Komponenten der Prothese sind zwar durch einen zapfenähnlichen Führungskolben des tibialen Teils noch miteinander verbunden, doch ist die Verbindung wesentlich loser als bei den "typischen" Scharniergelenken. In diese Kategorie fällt auch die Sheehan-Prothese, bei der eine halbmondförmige Polyäthylenerhebung zwischen die Kondylen der femoralen Komponente ragt (*31, *32). Um eine Bruchgefahr an dieser Stelle zu vermeiden, sollten die kollateralen Bänder intakt sein.

2.2.3.3 Bei den oberflächenersetzenden Systemen wird die Führung und damit die Stabilität durch die Kongruenz der artikulierenden Gelenkflächen aufrecht erhalten. Grundsätzlich haben solche Systeme schalenförmige Tibiaplateäus, die die Kongruenz vergrößern. Je nachdem, in welche Richtung die Kongruenz am stärksten ausgeprägt ist, wird hier eine Dislokation vermieden - gleichzeitig resultiert eine Einschränkung der Beweglichkeit. Dazu Abb. 3-c übernommen nach Dowson (1981) (*14).

So wird bei der Geomedic-Prothese z. B., bei der nur das hintere Kreuzband erhalten wird, eine Dislokation in antero-posteriore Richtung durch entsprechende Kongruenz der Gelenkflächen vermieden.

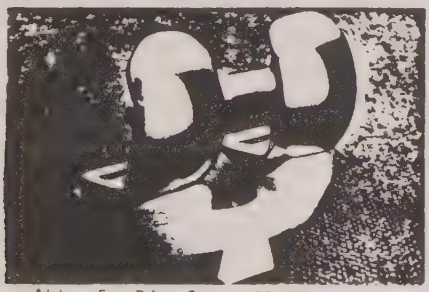


Abb. 5 Die Geomedic-Prothese

Hier zeigt sich, auf welche Art und Weise die Prothese, je nach Design, die Funktion der Bänder ersetzen und so die Stabilität gewährleisten kann.

2.2.4. Abschließende Betrachtung

Für die Konstruktion von Prothesen und deren Gelenkflächen entsteht ein Konflikt: Wie weiter oben bereits erwähnt, werden in natürlichen Gelenken hauptsächlich Druckspannungen über die Gelenkflächen übertragen, während die anderen Belastungsarten wie Scherung, Biegung und Torsion über die Bänder als Zugspannungen wirken. Eine Prothese, die aufgrund ihrer Konstruktion die Funktion der Bänder ganz oder teilweise übernimmt, wird diese Belastungsarten an ihrer Grenzfläche zum Knochen bzw. Zement abfangen müssen. Zusätzlich befindet sich hier faseriges Bindegewebe, das solchen Kräften gegenüber kaum widerstandsfähig ist.

So besitzt eine solche Prothese eine große Wahrscheinlichkeit zur Lockerung, während Prothesen, die das Risiko einer Lockerung durch den Ersatz lediglich der Gelenkflächen vermindern, entsprechend leicht subluxieren können (*37).

Nach Greenwald et al. (1981) (*18) ist:

große Stabilität = starke Führung =
starke Krafteinwirkung an der Grenzfläche =
hohes Lockerungsrisiko.

Für dieses Problem gibt es keine eindeutige Lösung. Swanson (1979) (*37) spricht sich dennoch dafür aus, die Gefahr einer Subluxation eher in Kauf zu nehmen als eine Lockerung, die einen Fehlschlag der operativen Behandlung bedeuten würde und eine weitere Operation zur Folge hätte. Eine Subluxation dagegen kann sich spontan wieder einrichten. Auch in Wiederholungsfällen kann sie behoben werden, ohne daß dies für den Patienten weitreichende Folgen implizieren würde.

3. Klinischer Teil

3.1. Obersicht

Vom Juni '78 bis November '82 sind im St. Johannes-Hospital Duisburg-Hamborn bei insgesamt neunundfünfzig Patienten fünfundsechzig Kniegelenksprothesen implantiert worden (sechs Patienten wurden doppelseitig operiert).
Es wurden folgende Prothesentypen verwendet:
25 Dadurian; 16 SKI; 9 Sheehan; 13 St. Georg-Schlitten; 1 Tillman; 1 TCK.

Für die Nachuntersuchung sind insgesamt achtzehn Patienten mit neunzehn operierten Kniegelenken ausgeschlossen worden. Sieben Patienten sind verstorben, vier weigerten sich, an der Nachuntersuchung teilzunehmen, fünf (hiervon war ein Patient doppelseitig operiert) konnten nicht erreicht werden. (Zum Teil wahrscheinlich verstorben oder unbekannt verzogen). Zwei Prothesen sind nicht berücksichtigt worden (Tillman und TCK).

Abbildungen, eine Beschreibung sowie Röntgenbilder der verwendeten Prothesen folgen auf den nächsten Seiten.

Es wurden insgesamt vierzig Patienten mit fünfundvierzig operierten Knien nachuntersucht (davon waren fünf Pat. doppelseitig operiert).
Die verwendeten Prothesenmodelle verteilten sich folgendermaßen:

13 Dadurian - zehn Patienten, alle weiblich, drei Pat. doppelseitig operiert. Das Alter dieser Pat. reichte von min. 57 Jahren bis max. 86 Jahren, durchschnittlich 74,4 Jahre, 23% unter 70 Jahre.

Die Dadurian-Prothese wurde fünfmal links (39%), achtmal rechts (61%) eingesetzt.
Die mittlere Beobachtungszeit betrug 38 Monate (min. 24, max. 54 Monate).

Die Dadurian-Prothese

Abb. 6a

Die intrakondyläre Rotationstotalendoprothese nach Dadurian besteht aus zwei Teilen:

a) einem femoralen Teil in 7° Valgusstellung mit Kondylenabstützung. Am Schaftende des Femurteiles befindet sich proximal ein aufschraubbarer Kunststoffköcher, der die Lastspitzen dämpft und somit den großen Unterschied der Elastizitätmodule zwischen Knochen und Metall überbrücken kann, spontane Frakturen sind dadurch vermeidbar. Distal - das bewegliche Gehäuse mit den aufgesetzten Kondylenkufen aus Polyäthylen, sowie das Hütchen (Kunststofflager der Rotationsachse). Es wird fixiert durch eine justierte und montierte Beugeachse (Achsbolzen), die eine exzentrische Form besitzt und die Schlußrotation ermöglicht.

b) Der tibiale Teil hat einen Schaft mit Aufsatzplateau, dessen Kanten abgerundet sind und in der Mitte eine Markierung hat. Es ist mit der Rotationsachse befestigt. Der Verbund des tibialen mit dem femoralen Teil erfolgt durch eine gemeinsame, selbsthemmende Madenschraube, die in jeder Position des Kniegelenkes leicht zugänglich ist. Die Sicherungsschraube ist nur durch das Eigengewicht des Unterschenkels beansprucht.

Die Dadurianprothese läßt eine Scharnierbewegung von -5° bis +145° zu, durch die Versetzung des Drehpunktes nach dorsal und proximal etwa in dem Bereich der physio-

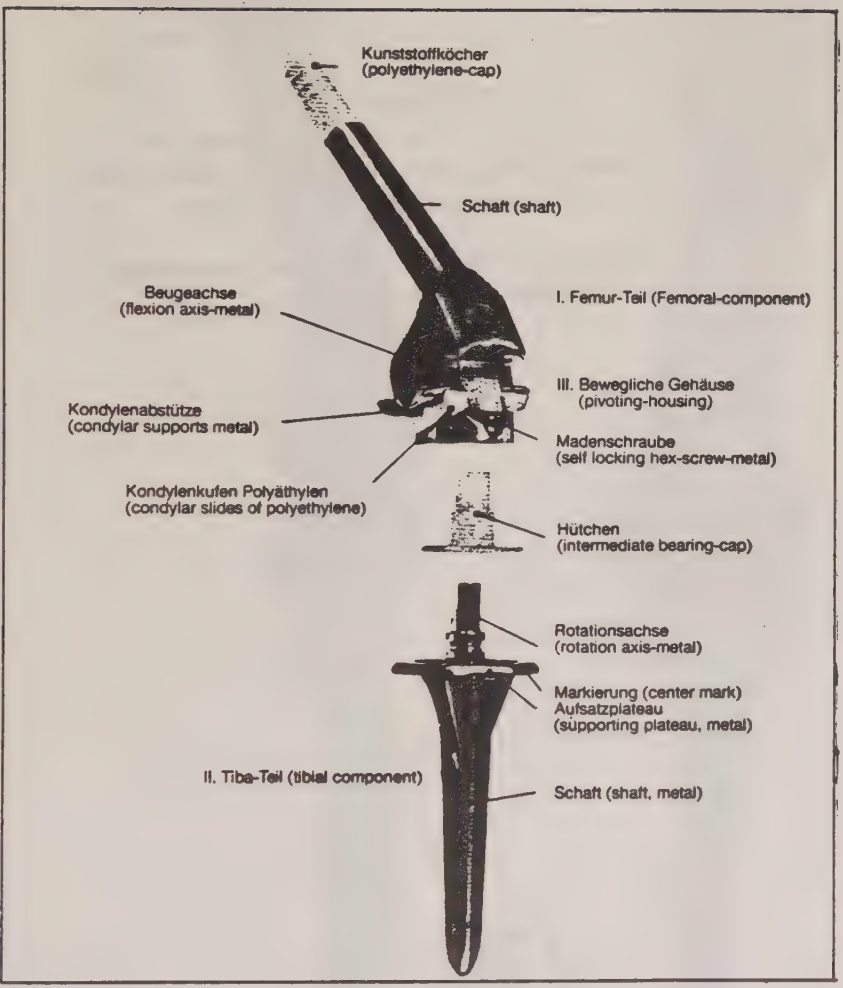

Kunststoffköcher
(polyethylene-cap)
Schaft (shaft)
Beugeachse
(flexion axis-metal)
I. Femur-Teil (Femoral-component)
III. Bewegliche Gehäuse
(pivoting-housing)
Kondylenabstütze
(condylar supports metal)
Madenschraube
(self locking hex-screw-metal)
Kondylenkufen Polyäthylen
(condylar slides of polyethylene)
Hütchen
(intermediate bearing-cap)
Rotationsachse
(rotation axis-metal)
Markierung (center mark)
Aufsatzplateau
(supporting plateau, metal)
II. Tiba-Teil (tibial component)
Schaft (shaft, metal)

Abb. 6 b

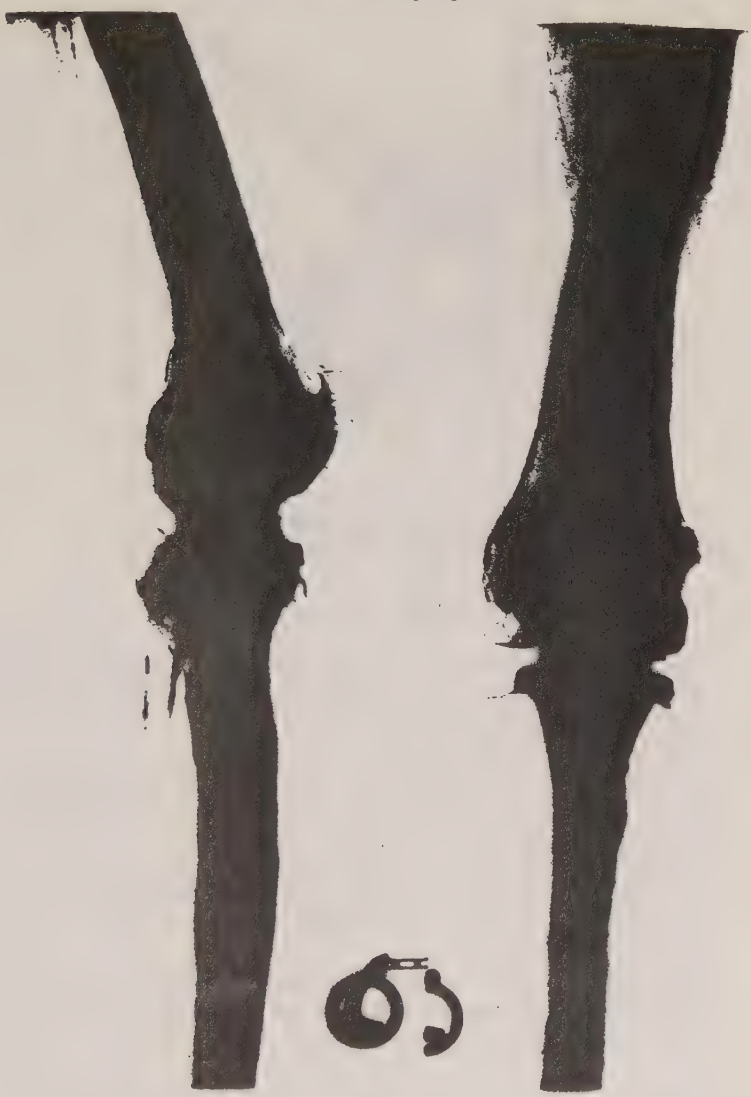
logischen Drehachse des Gelenkes, und eine echte, steuerbare Rotationsbewegung um die Tibiaachse, die in Streckstellung aufgehoben ist und mit der Beugung zunimmt.

Durch den exzentrisch fixierten Achsbolzen des Femurteiles erfolgt die gesteuerte Rotation des Tibiateiles, d.h. bei Oberstreckung von 5° Verblockung der Rotation.

Bei Knickung ab 5° bis 145° läuft der Achsbolzen bei zunehmender Beugung frei. Dieser Freilauf des Achsbolzens bewirkt auch eine Freigabe der Rotation um ± 25°.

Für nähere technische Informationen sei auf weiterführende Literatur verwiesen.

Abb. 7 Implantierte Dadurian-Prothese im seitlichen und antero-posterioren Strahlengang



Die Sheehan-Prothese

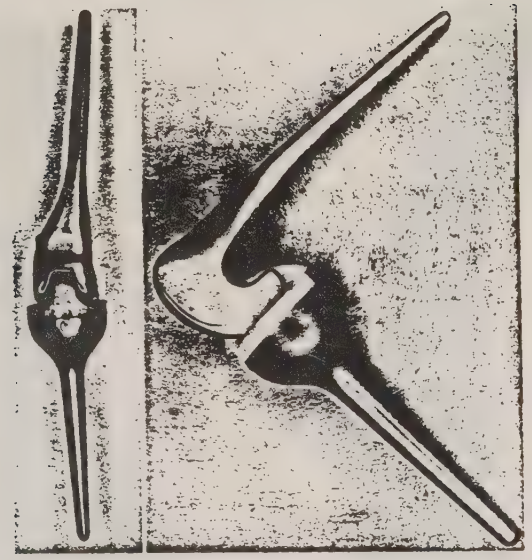


Abb. 8 a

Die Sheehan-Prothese von vorne (links) und seitlich (rechts) gesehen

Die femorale Komponente, die in spiegelbildlicher Ausführung für das rechte und linke Knie angefertigt ist, hat zwei getrennte Kondylen mit einer Lücke.
Die halbmondförmige Polyäthylenerhebung der tibialen Komponente wird nach proximal breiter und ist in diese Lücke so eingepaßt, daß eine Dislokation in antero-posteriore Richtung vermieden wird. Auf diese Weise wird die Funktion der Kreuzbänder übernommen, während gleichzeitig eine Gleit- und Schaukelbewegung der Gelenkflächen gegeneinander möglich ist.
Die tragenden Flächen der femoralen Komponente haben eine dem natürlichen Gelenk nachgeahmte Krümmung.

Wenn das Knie gestreckt ist, füllt die Polyäthylenerhebung der tibialen Komponente vollständig die Lücke zwischen den Femurkondylen, so daß eine Rotation verhindert wird. Während der Flexion wird die Lücke zwischen den Kondylen zunehmend breiter (Abb. 8 b), so daß eine Rotation von ca. 20° möglich wird, wenn das Knie rechtwinkelig gebeugt ist.

Ein Patella-Gleitlager wurde von Sheehan selbst nicht entwickelt, steht aber inzwischen von anderen Herstellern zur Verfügung.

Abb. 8 b Die Lücke zwischen den Femurkondylen wird bei zunehmender Flexion breiter

Für nähere technische Informationen sei auf weiterführende Literatur verwiesen.

Abb. 9 Implantierte Sheehan-Prothese im seitlichen und antero-posterioren Strahlengang

seitlich

a.-post.

Die SKI-Prothese

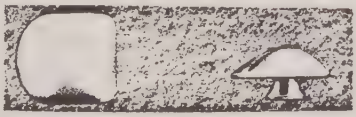
Abb. 10 a Femurkomponenten

Die schalenförmigen Femurkomponenten sind anatomisch gestaltet. Sie ersetzen die Gleitflächen und das Patellagleitlager im Femur bei sparsamster Resektion. Durch die globulare Struktur im konkaven Bereich ist ein optimaler Zementverbund gewährleistet. Je vier Femurkomponenten in linker und rechter Ausführung erlauben dem Operateur eine weitgehend kompromißfreie Größenwahl.

Abb. 10 b Tibiaplateaus

Als tibiale Implantate stehen Polyäthylenplateaus in vier Durchmessern und je vier Höhen als Einzelgleitflächen links oder rechts zur Verfügung. Die Plateaus sind zur Implantation auf der randständigen Kortikalis vorgesehen.

Abb. 10 c Patellakomponenten



Durch ihre Formgebung führen und stabilisieren sie die Femurkomponenten im Bewegungsablauf.

Die Patellakomponenten sind aus Polyäthylen gefertigt. Sie haben einen runden Zentralzapfen, der konisch hinterfräst ist. Vier Haftlöcher sind gleichzeitig um den Zapfen angeordnet. Die Gelenkseite ist erhaben und paßt sich der Rinne in den Femurschalen gut an. Vier Größen dieser Implantate stehen zur Auswahl. Die Patellakomponenten sind rechts und links verwendbar.

a.-post. seitlich

Abb. 11 Implantierte SKI-Prothese im antero-posterioren und seitlichen Strahlengang.

Für nähere technische Informationen sei auf weiterführende Literatur verwiesen.

Die St. Georg-Schlitten-Prothese

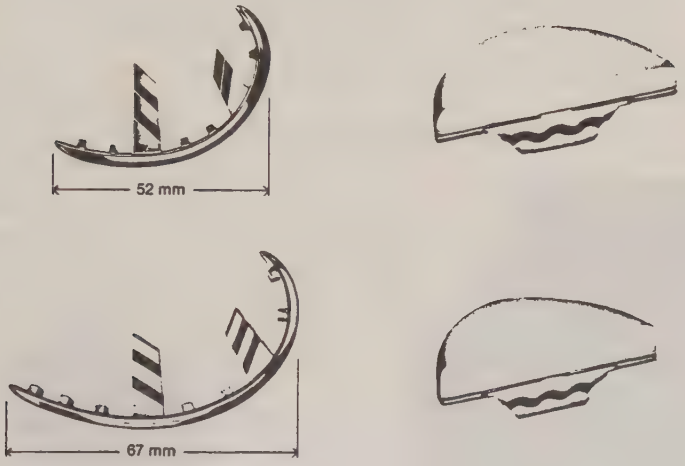


Abb. 12 a) b)

Abb. 12 a zeigt Beispiele für zwei Femurschlitten: (18 mm x 52 mm, mittelgroß; 8 mm x 67 mm, extra groß). Die Schlitten sind insgesamt in 4 Größen lieferbar. Die Auswahl der richtigen Plateaugröße (Abb. b) wird durch das Angebot von drei Durchmessergrößen und vier Plateauhöhen erleichtert.

Durch ihre physiologische Krümmung und die resektionssparende, flache Paßform an den Femurkondylen, zeichnen sich die Schlitten-Implantate aus. Eine Irritation des Femoro-Patellargelenkes wird somit nahezu ausgeschlossen. Die stabile Verankerung der beiden Zapfen im Knochenzement sichert das Schlittenimplantat weitgehend gegen Lockerung.

Abb. 13 Implantierte St. Georg-Schlitten-Prothese
im antero-posterioren und seitlichen Strahlengang

a.-post. seitlich

Ganz besondere Bedeutung für die resektionssparende, stabile Implantation haben die anatomischen Tibiaplateaus. Die halbrund-ovale Form ist den natürlichen Tibiaplateaus nachempfunden. Nach meist geringfügiger Resektion mit der oszillierenden Säge und Vorbereitung der Zementverankerung kann die ausgewählte Plateaugröße sicher auf der randständigen Kortikalis plaziert werden. Gewebsirritationen durch überstehende Plateauränder werden durch die angepaßte Form weitgehend vermieden.

Für nähere technische Informationen sei auf weiterführende Literatur verwiesen.

13 SKI - zwölf Patienten, zwei Männer (16%), zehn Frauen (84%), ein Patient doppelseitig operiert. Das Alter dieser Pat. reichte von min. 52 bis max. 73 Jahren, durchschnittlich 66,4 Jahre, 42 % unter 70 Jahre.

Die SKI-Prothese wurde sechsmal links (46%), siebenmal rechts (54%) eingesetzt.
Die mittlere Beobachtungszeit betrug 7 Monate (min. 2, max. 13 Mon.).

Angesichts der kurzen Beobachtungszeit nimmt dieser Teil der Studie eine Sonderstellung ein. Die SKI-Prothese wird von uns femurseitig zementfrei implantiert, basierend auf den bereits mehrjährig positiven Erfahrungen mit der zementfreien Fixation von Hüft-Prothesen gleicher Grenzflächenstruktur (Lord, 1981) (*26).

7 Sheehan - sechs Patienten, ein Mann (17%), fünf Frauen (83%), ein Patient doppelseitig operiert. Das Alter dieser Pat. reichte von min. 46 Jahren bis max. 75 Jahren, durchschnittlich 64,1 Jahre, 43% unter 70 Jahre.

Die Sheehan-Prothese wurde viermal links (57%), dreimal rechts (43%) eingesetzt.
Die mittlere Beobachtungszeit war 34 Monate (min. 30, max. 52 Mon.).

12 St. Georg-Schlitten-Prothesen
- zwölf Patienten, zwei Männer (17%), zehn Frauen (83%), das Alter der Pat. reichte von min. 57 Jahren bis max. 79 Jahren, durchschnittlich 68,2 Jahre, 50% unter 70 Jahre.

Die St. Georg-Schlitten-Prothese wurde ausschließlich als Hemiarthroplastik nur medial, und zwar achtmal links (67%) und viermal rechts (33%) eingesetzt.
Die mittlere Beobachtungszeit betrug 32 Monate (min. 13, max. 52 Mon.).

Die praeoperative Diagnose lautete
- in 9 Fällen: PCP
  Behandlung: 6 Sheehan, 1 St. Georg, 2 Dadurian
- in 3 Fällen: posttraumatische Gonarthrose (Granatsplitterverletzung, Tibiakopfbruch, anamn. unklar)
  Behandlung: 1 St. Georg, 1 Dadurian, 1 SKI
- in 33 Fällen: idiopathische Gonarthrose
  Behandlung: 1 Sheehan, 10 St. Georg, 10 Dadurian, 12 SKI.

Voroperationen
haben wir in sechs Fällen beobachtet (13%).
SKI-Gruppe: ein Knie mit zwei Voroperationen, nämlich Meniskotomie und hohe Tibia-Osteotomie, sowie eine weitere Meniskotomie, eine Tibia-Osteotomie.
Sheehan-Gruppe: eine Synovektomie.
St. Georg-Gruppe: zwei Meniskotomien.

3.2. Methodik

Die Daten wurden folgendermaßen erarbeitet: Mit Hilfe von Untersuchungs- bzw. Fragebögen wurde

1. der Befund zum Zeitpunkt der Operation, d.h. praeop. Diagnose, praeop. Bewegungsbehinderung, Bandinstabilitäten, Achsabweichung, Rö-Befund, intra- und postoperativer Verlauf, Op-Methode, die gesamte Nachbehandlung und das Ergebnis der Operation zum Zeitpunkt der Entlassung, aus dem Krankenblatt erhoben.

2. Die Patienten wurden angeschrieben und nachuntersucht. Hierbei wurde erneut ein Befund vor allem bezüglich der Kniefunktion, der prae-/postoperativen Schmerzen, Gehvermögen, Gehhilfen, sowie Änderungen im internen Status, bei der Beeinträchtigung der anderen Gelenke etc. erhoben.

3. Die Patienten bekamen schließlich einen Fragebogen, den sie zuhause ausfüllen sollten. Hier ging es vor allem um die subjektive Stellungnahme zum OP-Ergebnis, wie auch um

Fragen nach Berufsleben, Haushalt, Alltag etc..
Alle drei Bögen sind im Wesentlichen in Anlehnung an die vom 'British Orth. Association Research Sub-Committee' herausgegebene ''Knee Function Assessment Chart'' ausgearbeitet worden.

3.3. Bewertung

Bei Betrachtung der Operationsergebnisse in der Literatur erweist es sich als problematisch, die verschiedenen Operationsergebnisse untereinander zu vergleichen. Die Autoren benutzen unterschiedliche von ihnen oder von den jeweiligen Kliniken entwickelte Bewertungsmaßstäbe, und kommen so zu unterschiedlichen Ergebnissen, die nicht miteinander vergleichbar sind.

Ein Bewertungsschema erweist sich nur dann als sinnvoll, wenn mit ihm mehrere unterschiedliche Prothesetypen untereinander verglichen werden. Sie geben dem Operateur einen Oberblick, welche Prothese nach den angewendeten Kriterien am besten bzw. am schlechtesten abgeschnitten hat.

Die verschiedenen gebrauchten Schemata weisen eine Gemeinsamkeit auf: das größte Gewicht wurde der Beurteilung der Schmerzhaftigkeit beigemessen. Dieses ist wohl das wichtigtse Kriterium für den Erfolg oder Mißerfolg der Operation vom Standpunkt des Patienten aus gesehen.

Zur Bewertung:

1. Bei unserer Nachuntersuchung wurde nach Schmerzen besonders detailliert gefragt. Deshalb werden die Antworten zunächst zu einem "Schmerzergebnis" zusammengefaßt. Dieses Ergebnis geht in die Gesamtbewertung ein.
2. Ein Schema zur Gesamtbewertung wurde in modifizierter Form von Bargren et al. (1976) (*4) übernommen..

Ad 1. Es gab folgende Fragen mit folgenden Antwortmöglichkeiten:

Tab. 1

	Stärke der Schmerzen			
	starke	mittel	leichte	keine
Wertung Pkt.	0	1	2	3

	Schmerz b. Ruhe / nachts	
	ja	nein
Wertung Pkt.	0	1

	Schmerz bei Belastung		
	stark	leicht	kein
Wertung Pkt.	0	1	2

S	Schmerz bei Bewegung		
	ja	nein	
Wertung Pkt.	0	1	

	Schmerzen bei Steigung, Treppen		
	stark	leicht	kein
Wertung Pkt.	0	1	2

So ergab sich folgende Quotierung:

Praeoperative minimal möglich: 0 Punkte (d.h. bei stärksten Schmerzen und bei Schmerzen in allen Bereichen), postoperativ maximal möglich 9 Punkte - bei völliger Schmerzfreiheit). Je nachdem, um wieviel Punkte von praeoperativ zu postoperativ die Patienten zu- oder abgenommenhaben, wurde gewertet:

Tab. 2

Differenz Punkte prae/ postop.			
weniger als 0	Pkt.	verschlechtertes	Ergebnis bezügl. Schmerzen
0 - 2	Pkt.	mäßiges	
3 - 5	Pkt.	gutes	
6 - 7	Pkt.	sehr gutes	
8 - 9	Pkt.	ausgezeichnetes	

Ad 2. In die Gesamtwertung gingen ein:
Schmerzen, Gehfähigkeit und Beugefähigkeit.

Die Punkte wurden folgendermaßen vergeben:

Tab. 3

		Pkt.
Schmerzen (Ergebnis)	verschlechtert	0
	mäßig	10
	gut	20
	sehr gut	30
	ausgezeichnet	40
Gehfähigkeit	keine Probleme/ > 1km	20
	500 m - 1 km	15
	100 m - 500 m	10
	< 100 m /nur im Haus	5
	kann nicht gehen	0
Beugefähigkeit	110° oder mehr	30
	90° - 110°	15
	90°	0

(Streckdefizite wurden nicht gesondert gewertet, sie kamen nur in drei Fällen - je 5° - vor).

Es waren also max. 90 Pkt., min. 0 Pkt. zu erreichen.
Das Gesamtergebnis wurde gewertet:

Tab. 4

0 - 22 Pkt.	schlecht
22 - 45 Pkt.	ausreichend
46 - 67 Pkt.	gut
68 - 90 Pkt.	sehr gut

3.4. Indikationen

Die Indikation für einen bestimmten Prothesetyp ist von der klinischen Situation abhängig.

Die Dadurian-Prothese kommt bei den hoffnungslosen Fällen als Alternative zur Arthrodese in Frage. Stärkste Bewegungseinschränkung, ausgeprägte Achsenfehlstellung von 20° und mehr und ein instabiler Bandapparat rechtfertigen ihren Einsatz. Die Altersgrenze sollte nach Möglichkeit hochgehalten werden.

Die Sheehan-Prothese erfordert stabile Seitenbänder und läßt sich zur Korrektur von Varus- oder Valgusdeformitäten bis etwa 15° einsetzen.

Die SKI-Schalenprothese ist kreuzbanderhaltend und erfordert einen intakten Bandapparat. Sie kann eingesetzt werden bei Arthrosen, die mehrere Teile des Gelenks betreffen.

Der St. Georg-Schlitten wird ausschließlich als Hemiarthroplastik zur Behebung von Arthrosen, die nur ein Kniekompartiment betreffen, eingesetzt. Voraussetzung ist die intakte andere Kniehälfte und ein stabiler Bandapparat. Nicht zu stark ausgeprägte Achsverbiegungen lassen sich durch Tibiaplateaus von verschiedener Stärke gut beheben, doch konkurriert dieses Verfahren mit der Osteotomie, zu der wir uns, trotz relativ flexibel gehaltener Altersgrenze,

beim jüngeren Patienten entschließen würden, sofern es nicht bereits zu einem Aufsitzen der Fossa intercondylica auf den Kreuzbandhöckern gekommen ist.

3.5. Ergebnisse

3.5.1. Dadurian

3.5.1.1 Beugefähigkeit

Die Beugefähigkeit wurde dreimal bestimmt. Um einen Oberblick über den Verlauf zu geben, werden alle drei Ergebnisse aufgeführt.

Tab. 5

	Ø	max./min.	Anzahl der Knie
Praeoperativ			
Beugung	85°	120° - 50°	13 Knie / von 13
Streckdefizit	18°	30° - 5°	6 / 13
Bei Entlassung			
Beugung	80°	110° - 45°	13 / 13
Streckdefizit	20°	30° - 10°	4 / 13
Bei Nachuntersuchung			
Beugung	90°	110° - 60°	13 / 13
Streckdefizit	5°	5°	1 / 13

Im einzelnen läßt sich folgendes feststellen:

Zum Zeitpunkt der Entlassung nahm die Beugefähigkeit bei 46% (6 Knie) ab (um max. 55°, min. 25°), in 8% der Fälle (1 Knie) ist die Beugefähigkeit gleich geblieben. (90°), 46% (6 Knie) verbesserten sich (max. 40°, min. 10°). Eine Zunahme des Streckdefizits konnte zum Zeitpunkt der Entlassung bei 33% (3 Knie) beobachtet werden (max. 30°, min. 10°), bei 67% (6 Knie) nahm das Streckdefizit ab (max. 30°, min. 5°).

Entscheidend war jedoch der Befund zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung:
Hier konnte eine Abnahme der Beugung im Vergleich zum praeoperativen Befund immer noch bei 38% der Fälle (5 Knie) beobachtet werden (von max. 35° - min. 10°). Eine Verbesserung der Beugung sahen wir bei 62% (8 Knie, von max. 40° - min. 10°), die Streckdefizite waren bis auf einen Patienten, der sich jedoch von 15° Streckdefizit praeoperativ auf 5° bei der Nachuntersuchung verbesserte, in 84% beseitigt.

Eine Beugefähigkeit von 90° oder mehr erreichten 84% (11 Knie).

Insgesamt scheint die Dadurian-Prothese die Kniebeugung nicht wesentlich zu vergrößern; da aber die Beugekontrakturen sehr gut behandelt werden konnten, verbessert diese Prothese den Radius der Beweglichkeit der betroffenen Extremität insgesamt doch um ca. 15° (Praeop. 85° / 10°/ 0°, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 90° / 0° / 0°, - Durchschnittswerte von allen 13 Knien).

3.5.1.2 Achsabweichung

Praeoperativ reichte die Achsabweichung aller dreizehn Knie von 20° valgus bis 30° varus mit einem Gesamtdurchschnitt von 7,5° varus.
Postoperativ reichte die Achsabweichung von 0° bis 8° valgus mit einem Gesamtdurchschnitt von 3° valgus.

3.5.1.3 Bandinstabilitäten

Ausgeprägte Bänderlockerung fand sich bei 23% (3 Kniegelenke) und zwar zweimal von ca. 10° valgus, einmal von ca. 10° varus. Postoperativ waren diese Bänderlockerungen bauartbedingt nicht mehr nachweisbar.

3.5.1.4 Schmerzen

Im einzelnen ergab sich folgendes Bild:
Wie in Abb. 14, rot gezeigt, litten praeoperativ 39% der Fälle (5 Knie) an starken, 61% (8 Knie) an mittelstarken

Schmerzen, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung hatten 39% (5 Knie) noch mittelstarke, 46% (6 Knie) leichte Schmerzen. 15% (2 Knie) hatten keine Schmerzen.

Schmerzen in Ruhe bzw. nachts
hatten praeoperativ 85% (11 Knie), keine Schmerzen hatten 15% (2 Knie). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden nur noch in 8% (1 Knie) Schmerzen angegeben, 92% (12 Knie) waren ruheschmerzfrei.

Starke Schmerzen bei Belastung bzw. im Stehen
hatten praeoperativ 85% (11 Knie), leichte Schmerzen hatten 15% (2 Knie). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde in 31% der Fälle (4 Knie) immer noch über starke, in 31% (4 Knie) über leichte Schmerzen geklagt. 38% (5 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen bei Bewegung
hatten praeoperativ 92% (12 Knie), bei einem Knie (8%) wurden keine Schmerzen beklagt. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung hatten nur noch 38% (5 Knie) Schmerzen. 62% (8 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen bei Steigungen und beim Treppensteigen
waren praeoperativ stark bei 38% der Fälle (5 Knie), in 54% (7 Knie) wurden leichte und in 8% (1 Knie) wurden keine Schmerzen angegeben.Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung hatten nur noch 8% (1 Knie) starke, 54% (7 Knie) hatten leichte Schmerzen. 38% (5 Knie) hatten keine Schmerzen mehr.

Beurteilung (Schmerzen): Abb. 15, rot

Insgesamt kam es bei 8% (1 Knie) zur Zunahme der Schmerzen, 15% (2 Knie) wiesen mäßige, 47% (6 Knie) gute, 15% (2 Knie) sehr gute und 15% (2 Knie) ausgezeichnete Ergebnisse auf.

3.5.1.5 Abb. 16, rot, zeigt das prae- und postoperative Gehvermögen der Patienten.

Insgesamt konnten 70% der Patienten (9 operierte Gelenke) ihr Gehvermögen verbessern. 1 Patient (10%) ist gleichgeblieben, bei 20% der Patienten mit 4 operierten Gelenken verschlechterte sich das Gehvermögen.

Abb. 17, rot, zeigt die prae- und postoperativen Gehhilfen.

3.5.1.6 Gesamtbewertung

Tab. 6

Gesamtergebnis	schlecht	bei	8 %
	ausreichend	bei	62 %
	gut	bei	30 %
	sehr gut	bei	0 %

3.5.2. Sheehan

3.5.2.1 Beugefähigkeit

Tab. 7

Praeoperativ	Ø	max. / min.		Anzahl der Knie
Beugung	86°	100°	70°	7 / 7
Streckdefizit	10°		10°	1 / 7
Bei Entlassung				
Beugung	86°	100°	70°	7 / 7
Streckdefizit	10°		10°	1 / 7
Bei Nachuntersuchung				
Beugung	98°	115°	85°	7 / 7
Streckdefizit	0°		0°	0 / 7

Zum Zeitpunkt der Entlassung nahm im Vergleich zum praeoperativen Befund bei 14% (1 Knie) die Beugefähigkeit ab (von 110° auf 90°). 29% (2 Knie) mit der Beugung von 80° bzw. 90° behielten die praeoperative Beugefähigkeit, bei 57% (4 Knie) kam es zu einer Verbesserung (um max. 60°, min. 10°). Die praeoperativ festgestellten Streckdefizite verbesserten sich alle (um max. / min. 10°).
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war nur in 14% (1 Knie) keine Verbesserung festzustellen (Beugung 110°). Alle anderen 86% verbesserten sich um max. 70°, min. 10°. Alle praeoperativ nachweisbaren Streckdefizite waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beseitigt.

90° oder mehr erreichten 86% der Fälle.

Insgesamt verbessert die Sheehan-Prothese bei unseren Kranken die Beugefähigkeit eindeutig (um 24°); berücksichtigt man auch die ausgezeichnete Behebung der Streckdefizite, so ergibt sich eine Vergrößerung des Bewegungsradius der operierten Extremität um insgesamt 33°.
(Praeoperativ 74° / 9° / 0° - postoperativ 98° / 0° / 0° - Durchschnittswerte von allen 9 Knien).

3.5.2.2 Achsabweichung

Praeoperativ reichte die Achsabweichung aller sieben Kniegelenke von 10° valgus bis 10° varus mit einem Gesamtdurchschnitt von 2,5° varus.
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung reichte die Achsabweichung von 0° bis 10° valgus mit einem Gesamtdurchschnitt von 5,4° valgus.

3.5.2.3 Bandinstabilitäten

Bandlockerungen fanden sich praeoperativ bei 29% (2 Knie) von jeweils 5° varus und 5° valgus. Postoperativ waren sie nicht mehr nachweisbar.

3.5.2.4 Schmerzen

Wie Abb. 14, blau, zeigt, waren praeoperativ 71% (5 Knie) stark schmerzhaft, bei 29% (2 Knie) wurden die Schmerzen als mittelstark angegeben. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden bei 14% (1 Knie) die Schmerzen noch als mittelstark, bei 57% (4 Knie) als leicht bezeichnet. 29% (2 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen bei Ruhe / nachts
wurden praeoperativ bei allen Kniegelenken angegeben, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren alle schmerzfrei.

Schmerzen bei Belastung / im Stehen
wurden praeoperativ bei 71% (5 Knie) als stark, bei 28% (2 Knie) als leicht angegeben.
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren bei 57% (4 Knie) die Schmerzen leicht, 43% (3 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen bei Bewegung
wurden praeoperativ bei 86% (6 Knie) angegeben. Bei 14% (1 Knie) wurden keine Schmerzen angegeben.
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war in 43% (3 Knie) noch Schmerzen nachweisbar. 57% (4 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen in Steigungen / Steigen von Treppen
wurden praeoperativ als stark bei 57% (4 Knie) angegeben. Bei 43% (3 Knie) fanden sich leichte Schmerzen.
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren bei 71% (5 Knie) noch leichte Schmerzen nachweisbar, 29% (2 Knie) waren schmerzfrei.

Beurteilung (Schmerzen): Abb. 15, blau

Insgesamt wiesen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 72% (5 Knie) gute, und jeweils 14% (1 Knie) sehr gute bzw. ausgezeichnete Ergebnisse auf.

3.5.2.5 Abb. 16, blau, zeigt das prae-/postoperative Gehvermögen der Patienten.

Eine Verschlechterung des Gehvermögens von praeoperativ bis 1 km auf postoperativ bis 5oo m fand sich bei einem Patienten (16%). Die übrigen Patienten konnten ihr Gehvermögen verbessern.

Abb. 17, blau, zeigt die prae-/postoperativen Gehhilfen.

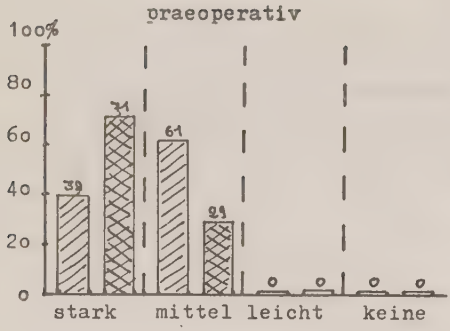
3.5.2.6 Gesamtbewertung

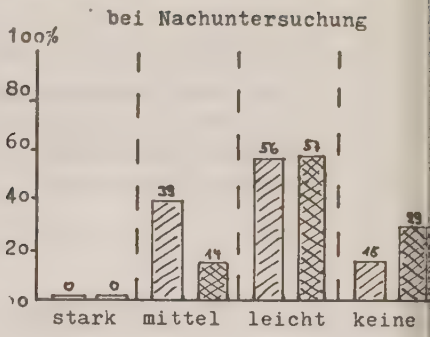
Tab. 8

Gesamtergebnis	schlecht	bei 0 %
	ausreichend	bei 43 %
	gut	bei 43 %
	sehr gut	bei 14 %

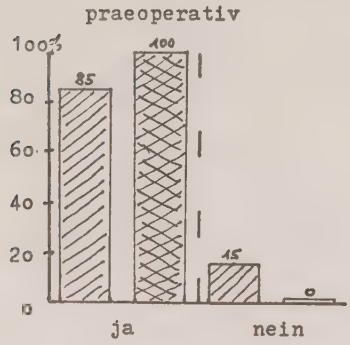
Abb. 14

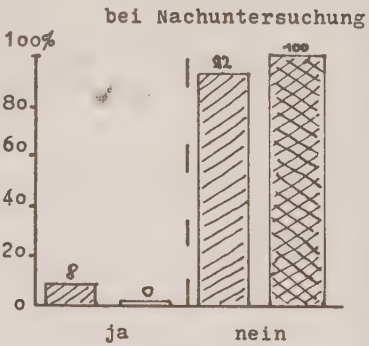
Stärke der Schmerzen



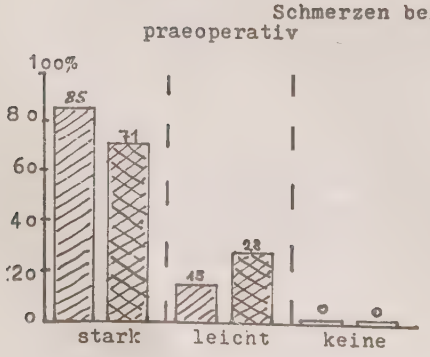


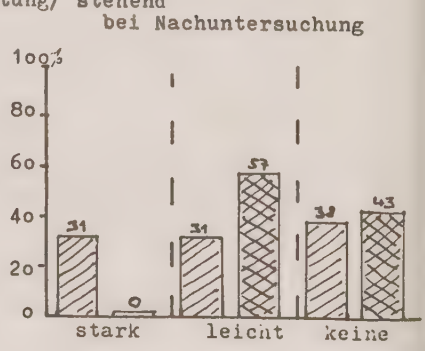
Schmerzen bei Ruhe/ nachts





Schmerzen bei Belastung/ stehend





Dadurian ▨ ; Sheehan ▩

Abb. 14

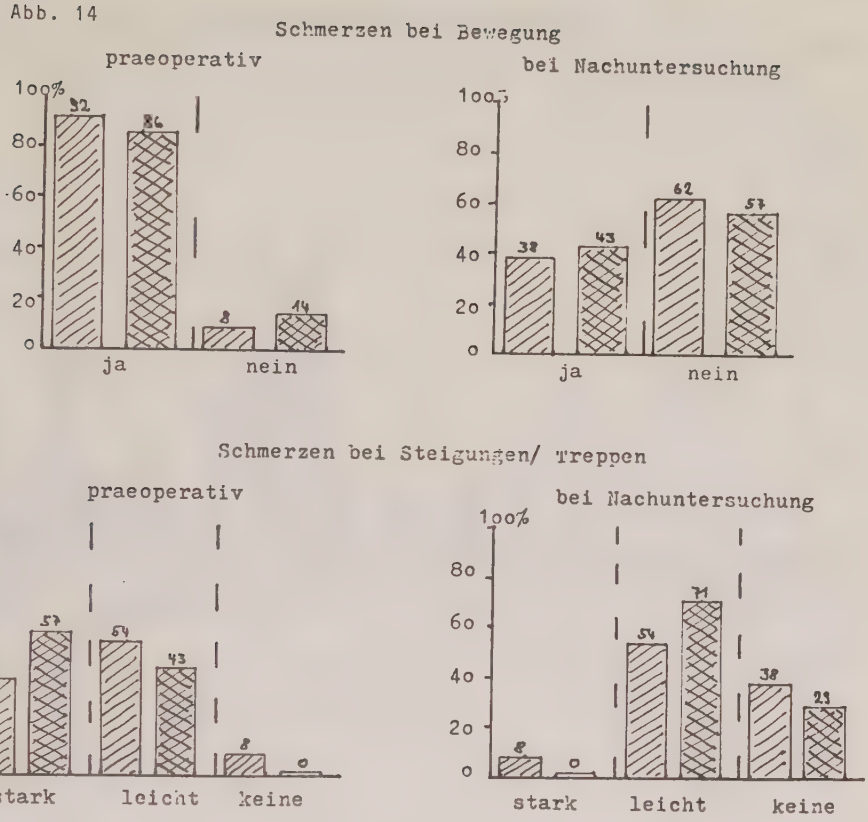


Abb. 15 Gesamtergebnis (Schmerzen)

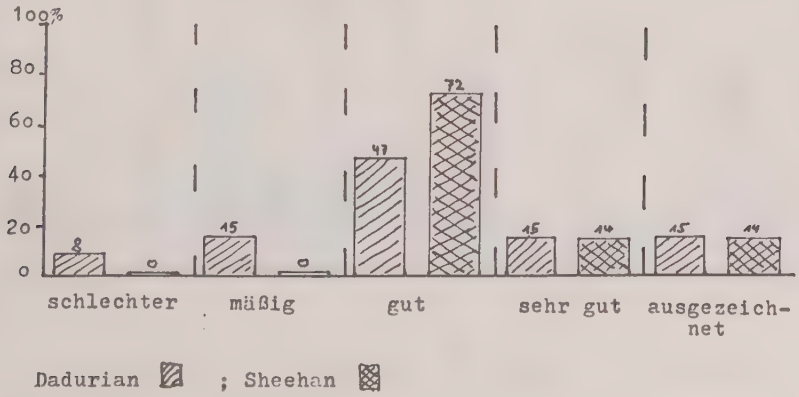
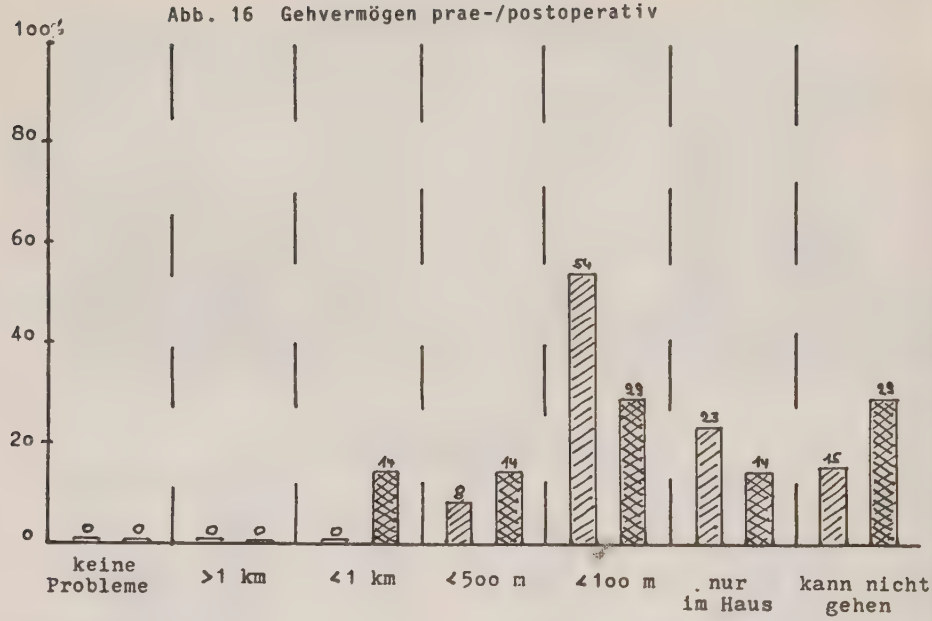
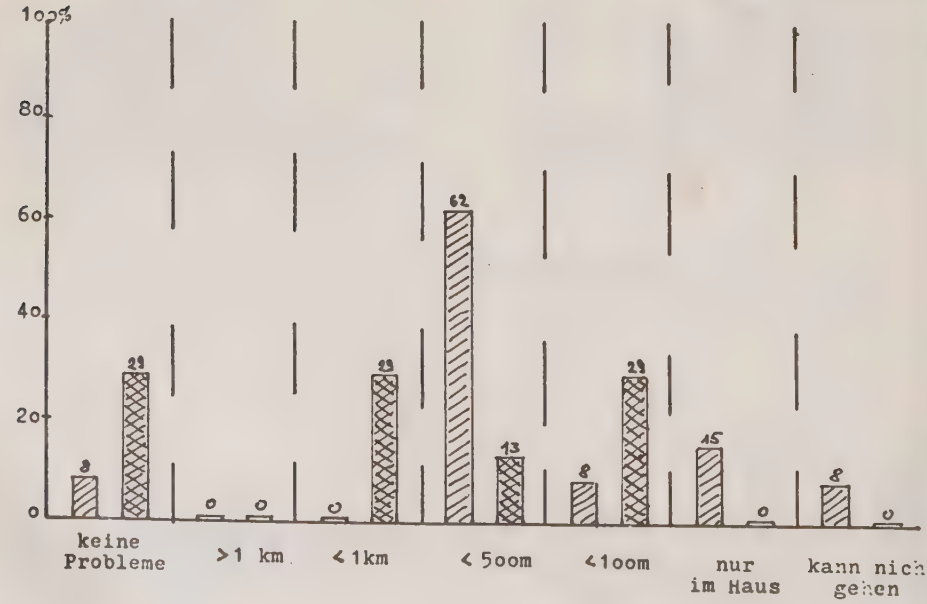


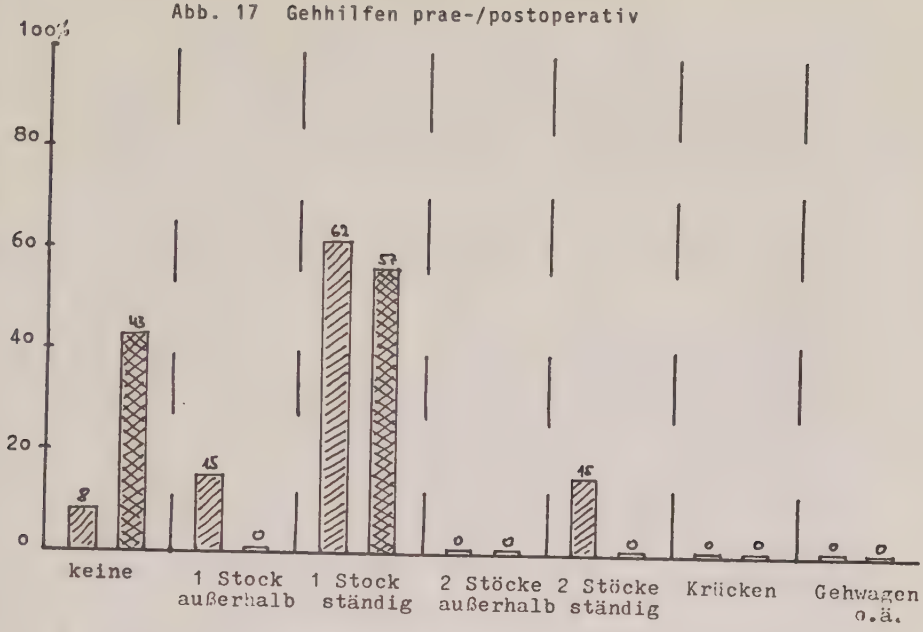
Abb. 16 Gehvermögen prae-/postoperativ

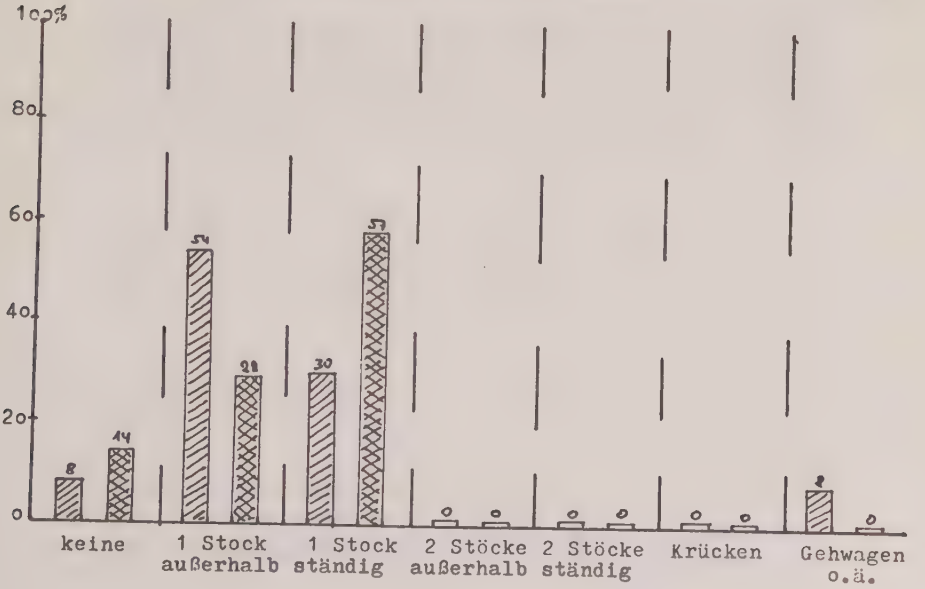




Dadurian ▨ ; Sheehan ▩

Abb. 17 Gehhilfen prae-/postoperativ





Dadurian ▨ ; Sheehan ▩

3.5.3. SKI

3.5.3.1 Beugefähigkeit

Tab. 9

Praeoperativ	ø	max./ min.	Anzahl der Knie
Beugung	85°	100° - 70°	13 Knie/ von 13
Streckdefizit	15,5°	30° - 10°	10 / 13
Bei Entlassung			
Beugung	90°	110° - 70°	13 / 13
Streckdefizit	10°	20° - 5°	4 / 13
Bei Nachuntersuchung			
Beugung	102°	125° - 90°	13 / 13
Streckdefizit	5°	5°	2 / 13

Es zeigt sich folgendes Bild:
Zum Zeitpunkt der Entlassung nahm im Vergleich zum praeoperativen Befund bei 38% der Fälle (5 Knie) die Beugefähigkeit ab (um max. 20°, min. 5°). Ein Patient (8%) zeigte bei einer Beugung von 100° keine Veränderung und 54% der Fälle (7 Knie) wiesen eine Verbesserung der Beugung (um max. 30° - min. 10°) auf.
Eine Zunahme des Streckdefizits wurde bei einem Patienten (10%) von 0° auf 20° beobachtet. 90% der Patienten, die praeoperativ ein Streckdefizit aufwiesen, verbesserten sich (um max. 20°, min 10°).

Entscheidend war der Befund zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung, der jedoch in diesem Falle aufgrund der kurzen Zeit zwischen Entlassung und Nachuntersuchung vorsichtig zu bewerten ist.
Zu diesem Zeitpunkt hatten 23% aller Fälle (3 Kniegelenke) ihre ursprüngliche Beugefähigkeit wieder erreicht, bzw. nicht verbessert. Bei 77% (10 Knie) verbesserte sich die Beugung von max. 50° bis min. 5°.

Die Streckdefizite waren im Vergleich zum praeoperativen Befund in 80% aller Fälle (8 Knie) beseitigt. Lediglich 20% (2 Knie) wiesen noch Streckdefizite von je 5° auf, hatten sich aber insgesamt gebessert. (20° bzw. 10° praeop. zu 5° postop.).

Alle Patienten erreichten eine Beugung von 90° oder mehr. Eine Beugung von 100° oder mehr erreichten sogar 53% aller Patienten.

Insgesamt scheint die SKI-Prothese die Beugung im Durchschnitt erheblich zu verbessern. Die Streckdefizite konnten ausgezeichnet behandelt werden, so daß insgesamt der Beweglichkeitsradius der betroffenen Extremität fast um 30° zunimmt. (Prae Op. 85° / 12° / 0°, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 102° / 0° / 0°, Durchschnittswerte von allen dreizehn Knien).

3.5.3.2 Achsabweichung

Praeoperativ reichte die Achsabweichung aller 13 Knie von 12° valgus bis 15° varus mit einem Gesamtdurchschnitt von 3,8° varus. Postoperativ reichte die Achsabweichung aller 13 Knie von 0° bis 10° valgus mit einem Gesamtdurchmesser von 3,1° valgus.

3.5.3.3 Bandinstabilitäten

Ausgeprägte Bänderlockerung fand sich praeoperativ bei 8% (1 Knie). Sie betrug ca. 8° valgus. Nach der Operation war diese Lockerung beseitigt.

3.5.3.4 Schmerzen

Wie in Abb. 18, rot gezeigt, waren praeoperativ 77% (10 Knie) stark schmerzhaft, bei 23% (3 Knie) wurden die Schmerzen als mittelstark bezeichnet.
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden nur noch bei 8% (1 Knie) mittelstarke Schmerzen, bei 61% (8 Knie) leichte Schmerzen angegeben. 31% (4 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen in Ruhestellung bzw. nachts
wurden praeoperativ bei 69% (9 Knie) als stark, bei 31% (4 Knie) als leicht angegeben. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren die Schmerzen als stark noch bei 8% (1 Knie), bei 23% (3 Knie) als leicht bezeichnet worden. Bei 69% (9 Knie) fanden sich keine Schmerzen mehr.

Schmerzen bei Bewegungen
wurden praeoperativ bei 92% (12 Knie) angegeben. 8% (1 Kniegelenk) waren schmerzfrei. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung waren noch 8% (1 Knie) schmerzhaft, die übrigen 92% (12 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen bei Steigungen, Treppensteigen
wurden praeoperativ bei 31% (4 Knie) als stark, bei 69% (9 Knie) als leicht angegeben. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung traten noch bei 23% (3 Knie) leichte Schmerzen auf, 77% (10 Knie) waren schmerzfrei.

Beurteilung: Abb. 19 rot (Schmerzen):

Insgesamt wiesen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 23% (3 Knie) gute, 69% (9 Knie) sehr gute und 8% (1 Knie) ausgezeichnete Ergebnisse auf.

3.5.3.5 Abb. 20, rot, zeigt das prae-/postoperative Gehvermögen des Patienten.

Insgesamt konnten 9 Patienten (mit 10 operierten Gelenken - 75%) ihre Gehfähigkeit verbessern, zwei Patienten (17%) zeigten keine Veränderung, bei einem Patienten (8%) verschlechterte sich die Gehfähigkeit von praeoperativ bis 500 m auf postoperativ bis 100 m.

Abb. 21, rot, zeigt die prae-post-operativen Gehhilfen.

3.5.3.6 Gesamtbewertung

Tab. 10

Gesamtergebnis	schlecht	bei	0%
	ausreichend	bei	15%
	gut	bei	54%
	sehr gut	bei	31%

3.5.4. St. Georg

3.5.4.1 Beugefähigkeit

Tab. 11

Praeoperativ	ø	max./ min.	Anzahl der Knie
Beugung	100°	130° - 60°	12 Knie/ von 12
Streckdefizit	9°	25° - 5°	8 / 12
Bei Entlassung			
Beugung	92°	130° - 70°	12 / 12
Streckdefizit	7,5°	10° - 5°	2 / 12
Bei Nachuntersuchung			
Beugung	114°	130° - 90°	12 / 12
Streckdefizit	0°	0°	0 / 12

Zum Zeitpunkt der Entlassung nahm im Vergleich zum praeoperativen Befund bei 58% (7 Knie) die Beugefähigkeit ab (um max.60°) Beugung hier je 90°, lediglich bei 17% (2 Knie) nahm die Beugefähigkeit zu (um max. 40°, min.30°). Die praeoperativ nachweisbaren Streckdefizite nahmen bei 17% (2 Knie) zu (je um 5°), verbesserten sich allerdings bei 58% (7 Knie - um max. 15°, min. 5°).
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war bei 8% (1 Knie) die praeoperativ gemessene Beugung noch nicht erreicht. (praeop.

100°, jetzt 90°), bei 50% (6 Knie) war sie gleichgeblieben (max. 130°, min. 90°), bei 42% (5 Knie) nahm die Beugefähigkeit zu (um max. 60°, min. 10°). Die praeoperativ nachweisbaren Streckdefizite waren alle beseitigt.
90° oder mehr Beugung erreichten alle Patienten.
110° oder mehr erreichten 84% (10 Knie).

Insgesamt verbesserte die St. Georg-Prothese die Beugung um 14%, berücksichtigt man die beseitigten Streckdefizite, so kommt es zu einer Zunahme des Aktionsradius der betroffenen Extremität um 20°.
(Praeoperativ 100° / 6° / 0° - postoperativ 114° / 0° / 0°, Durchschnittswerte von allen Knien).

3.5.4.2 Achsabweichung

Praeoperativ reichte die Achsabweichung aller betroffenen Extremitäten von 8° valgus bis 10° varus mit einem Gesamtdurchschnitt von 1,5° varus.
Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung reichte die Abweichung von 10° valgus bis 2° varus mit einem Gesamtdurchschnitt von 3,75° valgus.

3.5.4.3 Bandinstabilität

Praeoperativ fanden wir in 50% der Fälle eine leichte Bandinstabilität (6 Knie) von ca. 3° varus / 3° valgus. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung nahm sie in keinem Falle zu, war aber noch in 33% (4 Knie) nachweisbar.

3.5.4.4 Schmerzen

Wie Abb. 18, blau, zeigt, wurden praeoperativ bei 34% (4 Knie) die Schmerzen als stark, bei 66% der Fälle als mittelstark bezeichnet. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde nur noch bei 8% (1 Knie) mittelstarker Schmerz angegeben. Bei 50% (6 Knie) waren die Schmerzen leicht, 42% (5 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen in Ruhe bzw. nachts
wurden praeoperativ bei 84% (10 Knie) beklagt. Schmerzfrei waren 16% (2 Knie). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war nur noch bei 8% (1 Knie) Schmerz nachweisbar, schmerzfrei wurden 92% (11 Knie).

Schmerzen bei Belastung / im Stehen
wurden praeoperativ als stark bei 84% (10 Knie) angegeben, als leicht wurden die Schmerzen in 16% (2 Knie) bezeichnet. Bei der Nachuntersuchung klagten noch 16% (2 Knie) über starke Schmerzen. Bei 34% (4 Knie) wurden die Schmerzen als leicht bezeichnet. 50% (6 Knie) waren schmerzfrei.

Ober Schmerzen bei Bewegung
wurde praeoperativ bei 75% (9 Knie) geklagt. 25% (3 Knie) waren schmerzfrei. Bei der Nachuntersuchung wurde noch in 8% der Fälle über Schmerzen geklagt, 92% (11 Knie) waren schmerzfrei.

Schmerzen bei Steigungen / Treppensteigen
wurden praeoperativ bei 8% (1 Knie) als stark angegeben, bei 92% (11 Knie) waren es leichte Schmerzen. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden bei 16% (2 Knie) leichte Schmerzen beklagt, 84% (10 Knie) waren schmerzfrei.

Abb. 19, blau; Beurteilung (Schmerzen):

Insgesamt wiesen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bezüglich Schmerzhaftigkeit 8% (1 Knie) mäßiges, 42% (5 Knie) ein gutes und 50% (6 Knie) ein sehr gutes Ergebnis auf.

3.5.4.5 Abb. 20, blau, zeigt prae-/postoperatives Gehvermögen der Patienten

Eine Verschlechterung des Gehvermögens von praeop. bis 1 km auf postop. bis 100 m gab es bei 8% (ein Patient), in 8% (ein Patient) blieb es gleich, in 84% (10 Patienten) verbesserte sich das Gehvermögen.

Abb. 21, blau, zeigt die prae-/postoperativen Gehhilfen.

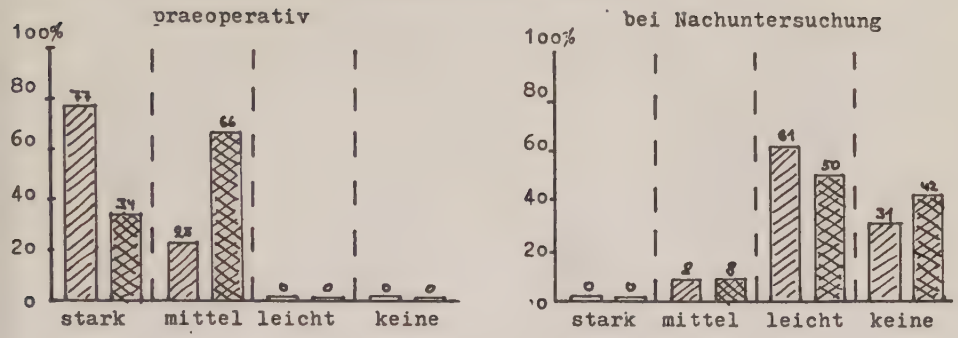
3.5.4.6 Gesamtbewertung

Tab. 12

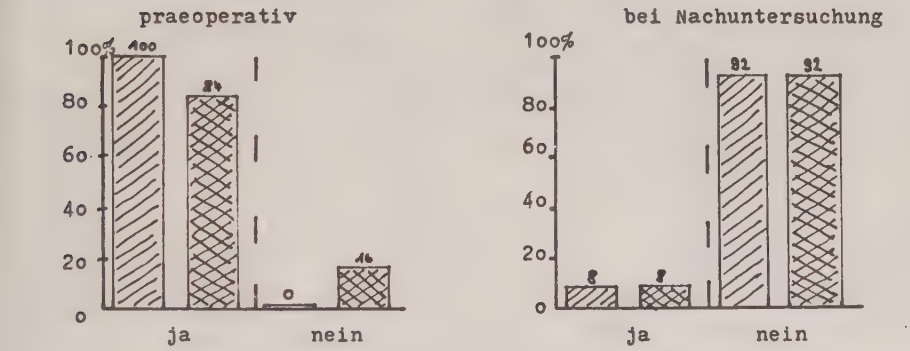
Gesamtergebnis	schlecht	bei	0 %
	ausreichend	bei	8 %
	gut	bei	25 %
	sehr gut	bei	67 %

Abb. 18

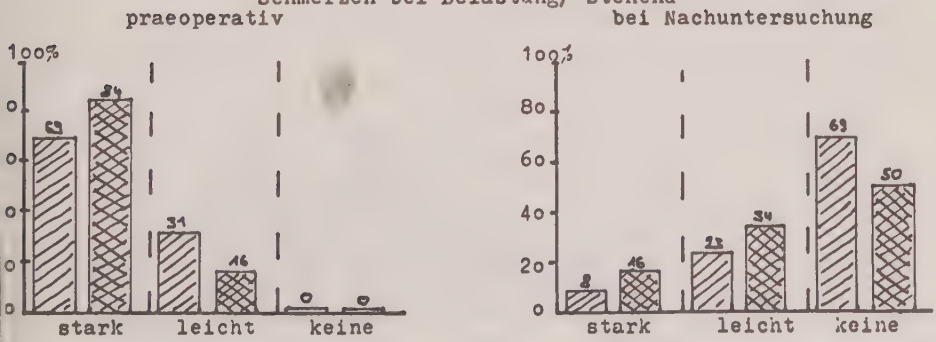
Stärke der Schmerzen



Schmerzen bei Ruhe/ nachts

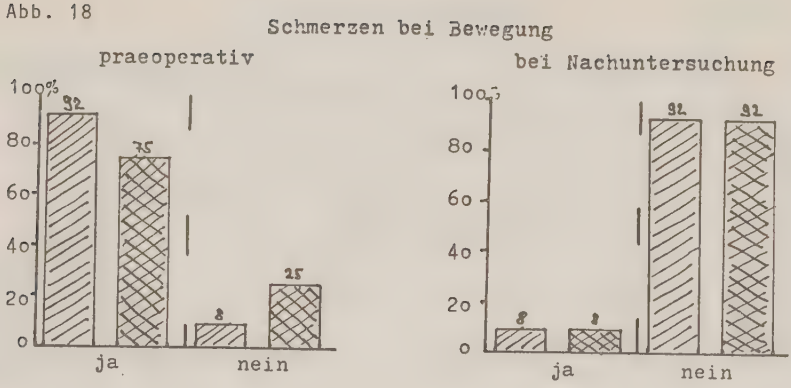


Schmerzen bei Belastung/ stehend



SKI ▨ ; St. Georg ▩

Abb. 18



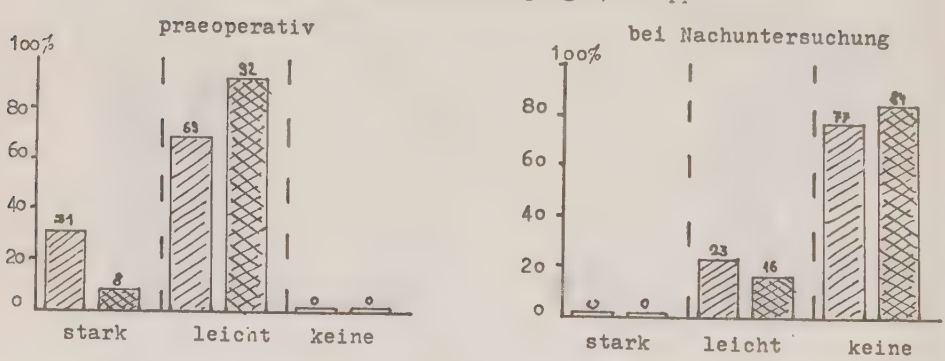
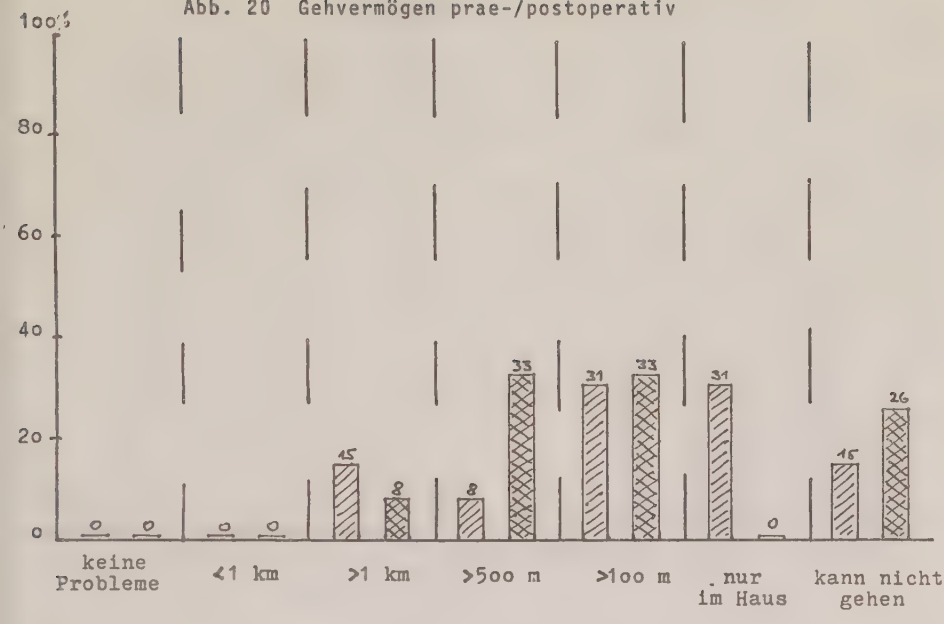
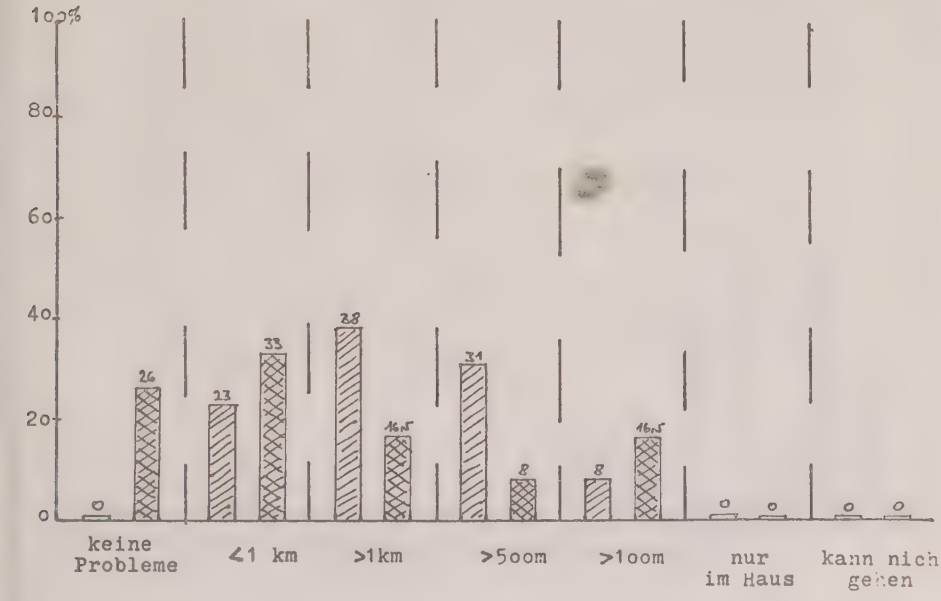


Abb. 19 Gesamtergebnis (Schmerzen)

SKI ▨ ; St. Georg ▩

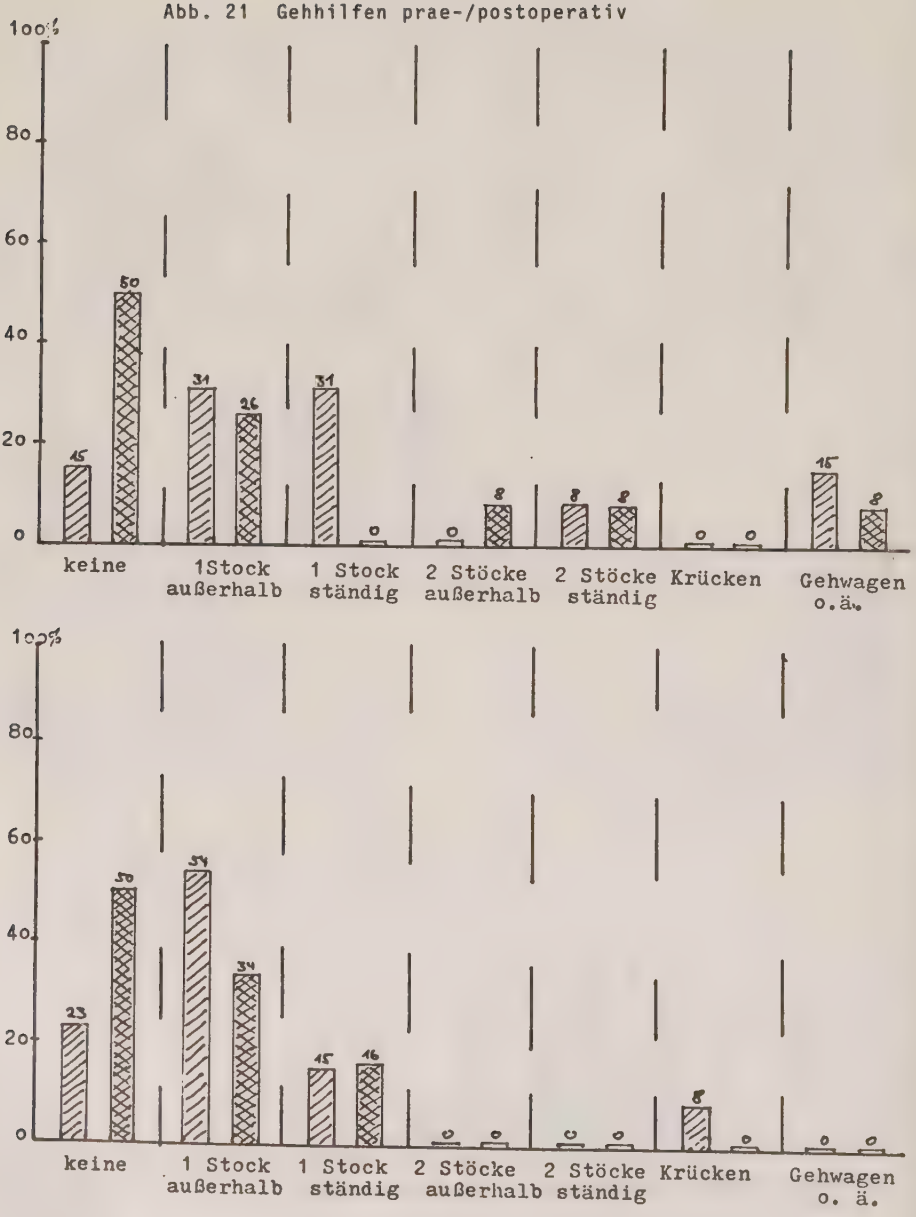
Abb. 20 Gehvermögen prae-/postoperativ





SKI ▨ ; St. Georg ▩

Abb. 21 Gehhilfen prae-/postoperativ



SKI ▨ ; St. Georg ▩

3.6. Komplikationen

An intraoperativen Komplikationen gab es glücklicherweise nur wenige Zwischenfälle.
Wir beobachteten bei einer Patientin eine schlitzförmige Knochenperforation an der Streckseite des Femur. Die Operation konnte aber regelrecht zuende geführt werden. (Dadurian-Ergebnis insgesamt ausreichend).
In einem anderen Fall kam es intraoperativ zur Aushärtung eines Zementbrockens in der Kniekehle, dessen Entfernung erhebliche Schwierigkeiten bereitete.
(Dadurian-Ergebnis insgesamt ausreichend).
In einem Falle ist das Tibiaplateau zu weit ventral gesetzt worden. Dieser Fehler ließ sich intraoperativ nicht korrigieren. (SKI - trotzdem verbesserte sich die Beugefähigkeit um 5°, Gesamtergebnis gut).

Im gesamten Krankengut konnten bis auf sieben (16%) Wundheilungen per secundam keine tiefen Infektionen beobachtet werden. Alle sieben oberflächlich infizierten Operationswunden konnten jedoch bei Verzicht auf systemische Anwendung von Antibiotika durch rein lokale Maßnahmen zur Abheilung gebracht werden.

Tiefe Infektionen traten nicht auf. (Wir verwenden ausschließlich Refobacin-Palacos).

Zunehmende Beschwerden, persistierende Schmerzen oder ausgeprägte Bewegungsbehinderung zwangen uns bei insgesamt 9% (4 Kniegelenke) zur Reoperation, davon mußte ein Kniegelenk zweimal revidiert werden.

Eine Reoperation mußte wegen zunehmender Schmerzen bereits einen Monat nach der Erstoperation vorgenommen werden. (Einziges schlechtes Gesamtergebnis des gesamten Krankengutes. Patientin allerdings in sehr schlechtem Allgemeinzustand, bereits praeoperativ anderes Knie versteift, starke Funktionseinschränkung der anderen Gelenke, Herz-

infarkt nach Reoperation, Z. n. Apoplex mit Restparese, älteste Patientin des gesamten Krankengutes mit 86 Jahren, starkes Obergewicht).
Wegen starker Bewegungsbehinderung mußten wir in einem anderen Fall bereits 15 Tage nach der Erstoperation revidieren, zweite Reoperation wegen Persistenz der Schmerzen, nämlich Implantation eines Patella-Gleitlagers nach Lubinus wurde acht Monate nach der Erstoperation durchgeführt (danach insgesamt ausreichendes Ergebnis).
Diese beiden Fälle gehören zu der Dadurian-Gruppe:
Insgesamt also Reoperation bei 15% der Dadurian-Knie.

Bei einer Patientin zwang ein intraoperativ verbliebenes Knochenfragment achtzehn Tage nach der Erstoperation zur Revision. (Danach insgesamt gutes Ergebnis).
Dieser Fall gehört zur SKI-Gruppe:
Insgesamt also Reoperation bei 8% der SKI-Knie.

In einem anderen Fall mußte ein Jahr nach der Erstoperation wegen immer noch starker Beschwerden das Kniegelenk revidiert werden. Es wurden Osteophyten abgetragen und die Oberflächen geglättet. (Danach insgesamt gutes Ergebnis).
Dieser Fall gehört zur St. Georg-Gruppe:
Insgesamt also Reoperation bei 8% der St. Georg-Knie.

Eine Narkosemobilisierung wegen persistierender Bewegungsbehinderung führten wir in 17% der Fälle (acht Knie) durch, durchschnittlich 25 Tage postoperativ. (Max. 44 Tage - min. 10 Tage postop.):
1 Dadurian (8%), 2 SKI (16%), 2 Sheehan (28%), 3 St.Georg (25%). Danach ein insgesamt ausreichendes, vier insgesamt gute, drei insgesamt sehr gute Ergebnisse.

Zwei Patienten entwickelten postoperativ, trotz low-dose Heparin-Prophylaxe, die bei allen Patienten durchgeführt wird, eine tiefe Beinvenenthrombose mit nachfolgendem postthrombotischen Syndrom.
(Bei einem dieser Patienten schien dieses Ereignis die

Beugefähigkeit zu beeinträchtigen, obwohl diese sich insgesamt verbessert hatte).

Zwei Patienten bekamen in der postoperativen Phase einen Herzinfarkt, konnten sich jedoch erholen.

Bei einem Patienten bestand postoperativ Verdacht auf Ulcus ventriculi.

Ein Patient entwickelte einen Subileus, erholte sich aber rasch.

Bei zwei Patienten bestand postoperativ Verdacht auf cerebrale Insuffizienz.

3.7. Röntgenbefunde

Unmittelbar postoperativ angefertigte und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung aufgenommene Röntgenbilder wurden durchgesehen und miteinander verglichen.

in 93% der Fälle fanden wir regelrechte Verhältnisse ohne nachweisbare Resorptionslinien an der Knochen-Zementgrenze. Lediglich bei 7% (3 Kniegelenke) zeigten die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung angefertigten Röntgenbilder eine Konsolenbildung im Bereich des femoralen Anteils der Prothese. Diese war nie breiter als 2 mm, scharf begrenzt, und wurde daher nicht als Zeichen einer Lockerung gewertet. Bei den operierten Kniegelenken wurde in allen drei Fällen die Dadurian-Prothese eingesetzt, die Beobachtungszeit reichte von 54 Monaten zu 32 Monaten (durchschnittlich 43,3 Monate). Es bestand keine Korrelation zwischen schlechten Ergebnissen und diesem Befund.

Eine Achsabweichung zwischen Prothesenachse-Knochenachse von ideal 0° konnte bei 24% der Fälle (11 Knie) beobachtet werden. Sie war jedoch meist geringfügiger: max. 7° valgus, 5° Flexion bei der femoralen Komponente, sowie 5° varus bei der tibialen Komponente der Sheehan-Prothese, max. 10° varus bzw. 2° valgus der femoralen Komponente, sowie zwei

Fälle mit dorsalem Abfallen des Tibiaplateaus (10° bzw. 5°) bei der St. Georg-Prothese. Bei den SKI-Prothesen beobachteten wir keine Achsabweichung.

Zwar läßt sich bei dem Dadurian-Knie mit der größten Achsabweichung (7° valgus Femur, 5° Flexion Femur) das schlechteste OP-Ergebnis überhaupt feststellen, hier handelt es sich jedoch um eine Patientin in schlechtem Allgemeinzustand, bereits praeoperativ anderes Knie versteift etc. (siehe auch Abschnitt 3.6.).

Da die anderen Gelenke, bei denen sich eine Achsabweichung nachweisen ließ, zu den guten bis sehr guten Ergebnissen zu rechnen sind, sollte der oben beschriebene Befund nicht für das schlechte Ergebnis verantwortlich gemacht werden.

3.8. Operationstechnisches

Fünfzehnmal (32% des gesamten Krankenguts) wurde eine Synovektomie vorgenommen. (Bei acht von neun Kniegelenken mit der praeoperativen Diagnose PCP, bei sieben weiteren Knien mit der praeoperativen Diagnose idiop. Gonarthrose).

Siebenmal (15% des gesamten Krankenguts) wurden die Patellaränder korrigiert.

Dreimal (6% des gesamten Krankenguts) wurde die Patellaumrißlinie radikal verändert.

Dreimal wurde in der Dadurian-Gruppe (23% der Dadurian-Knie) ein Patella-Gleitlager nach Lubinus implantiert, und zwar zweimal primär, einmal bei der Reoperation.

Eine Erneuerung der Patellaoberfläche mittels des SKI-Polyaethylen-Patella-Gleitlagers wurde außer bei den ersten drei Operationen routinemäßig vorgenommen (bei 77% der SKI-Knie).

3.9. Allgemeines

3.9.1. Nachbehandlung

Die routinemäßige Nachbehandlung beginnt mit der Lagerung der operierten Extremität auf einer Schweizer Schiene in leicht angebeugter Streckstellung. Sozusagen sofort wird mit isometrischen Quadricepsübungen begonnen. Nach Ziehung der Redons am zweiten postoperativen Tag werden Beugeübungen und Krankengymnastik angeschlossen.

Möglichst frühzeitig sollen die Patienten mobilisiert werden, um die Thrombosegefahr zu verringern. Sie dürfen dann aufstehen und mit Hilfe eines Gehwagens umhergehen. Bis zu ausreichender Mobilisierung verabreichen wir 3 x 5000 I.E. Na-Heparin.

Die Patienten, deren Prothese einzementiert wurde, dürfen die Extremität sofort voll belasten, bei den zementfreien Prothesen soll die ersten 14 Tage weitgehend entlastet werden. Die Patienten erhalten aber Bewegungsübungen.

Wird eine Beugung von 90° nach 14 Tagen nicht erreicht, mobilisieren wir in Narkose, weil sonst die Gefahr von Verklebungen besteht, denen man u.U. nur noch operativ begegnen kann. Ansonsten wird das Vorgehen von der jeweiligen klinischen Situation abhängig gemacht.

Der Krankenhausaufenthalt der operierten Patienten betrug im Mittel ca. 8 Wochen (max. 210 Tage, min. 24 Tage). In diese Statistik gehen auch Operationen an beiden Kniegelenken während eines Krankenhausaufenthaltes ein, die dreimal durchgeführt wurden, drei während des ersten Krankenhausaufenthaltes durchgeführten Reoperationen, sowie alle den KH-Aufenthalt verlängernden Komplikationen (z. B. Herzinfarkt nach Reoperation: KH-Aufenthalt 210 Tage).

Im einzelnen:

Dadurian	KHA Ø	72 Tage	(max. 210 T., min. 31 T.)
SKI-Gruppe	KHA Ø	47 Tage	(max. 86 T., min. 24 T.)
Sheehan-Gruppe	KHA Ø	76 Tage	(max. 201 T., min. 31 T.)
St. Georg-Gruppe	KHA Ø	53 Tage	(max. 136 T., min. 26 T.)

3.9.2. Berufsleben, Alltag

Es interessierte auch, inwiefern die Operation die Patienten in ihrer beruflichen und alltäglichen Existenz beeinträchtigt oder begünstigt hat, inwiefern die veränderte Situation ihr Leben beeinflußt.

Es bietet sich insgesamt ein sehr zufriedenstellendes Ergebnis. Lediglich zwei Patienten (4% des gesamten Krankenguts) gaben an, aufgrund der Operation nun eine Hilfe im Haushalt nötig zu haben. Alle übrigen konnten in ihr Berufsleben wieder voll eingegliedert werden.
Hierzu ist zu sagen, daß die allermeisten Patienten Hausfrauen sind. Sie konnten ihren Haushalt nach der Operation wieder selbst führen. War bereits vor der Operation eine Hilfe notwendig, und wurde diese zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung noch beibehalten, so fanden 73% ihre berufliche Situation auf keinen Fall verschlechtert, 23% fanden sie sogar deutlich verbessert. Diejenigen, die außerhalb des Haushaltes berufstätig waren, konnten ihrer Beschäftigung zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wieder nachgehen.

Nach Veränderungen ihrer Lebensgewohnheiten gefragt, fühlten sich nur vier Patienten (8%) stärker beeinträchtigt, vierzehn Patienten (31%) gaben überhaupt keine Beeinträchtigungen an. Bei den übrigen 22 Patienten (61%) wurden vor allem Schwierigkeiten in zwei Lebensbereichen angegeben:
Zum Treppensteigen wurde in den allermeisten Fällen ein Halt am Geländer benötigt, einige wenige konnten die Treppen nur stufenweise oder mit einer besonderen Methode (rückwärts oder seitlich) bewältigen.
Auch das Aufstehen vom Stuhl schien einige Schwierigkeiten zu bereiten, meistens war es mühevoll, einige Patienten mußten die Arme oder ruckartige Bewegungen zum Aufstehen zu Hilfe nehmen.

Schließlich gab etwa ein Drittel der Patienten an, daß sie seltener als vor der Operation das Haus verließen. Hierfür gab es aber eine eindeutige Erklärung:

Es bestand eine signifikante Korrelation zwischen dieser Angabe und dem Alter von mehr als 72 Jahren.
Auch die Schwierigkeiten beim Treppensteigen und Aufstehen vom Stuhl ließen sich eventuell so erklären (Altersdurchschnitt des gesamten Krankenguts war 68 Jahre).

3.9.3. Subjektive Stellungnahme

Subjektiv waren nur vier Patienten mit dem Ergebnis der Operation nicht zufrieden (also 8%), vierzehn Patienten (37%) waren zufrieden, zweiundzwanzig Patienten (55%) waren ohne Einschränkung sehr zufrieden, ja, sogar sehr enthusiastisch.

Fünf Patienten (11%) hätten sich der Operation nur dann noch einmal unterzogen, falls es keine andere Möglichkeit gäbe, vier Patienten (8%) hätten einem Patienten in vergleichbarer Situation eine solche Operation nicht empfohlen. Alle übrigen würden sich dieser Operation ohne Einschränkung wieder unterziehen und hätten eine entsprechende Empfehlung an Patienten in vergleichbarer Situation gegeben.

4. Diskussion und Schlußfolgerungen

4.1. In den theoretischen Abschnitten wurden die Besonderheiten der physiologischen Kniegelenksfunktion skizziert. Die Problematik des endoprothetischen Kniegelenkersatzes wurde hinsichtlich der Gewebsreaktion auf die Prothesen, sowie hinsichtlich der Kraftübertragung und der Stabilität in Abhängigkeit von Konstruktion und geometrischem Design der Prothese erörtert.
Die Problematik der Fixation mit Hilfe von Zement wurde nur gestreift, eine weitergehende Erläuterung folgt unten.

Auf viele andere Aspekte des endoprothetischen Kniegelenkersatzes wie Materialeigenschaften, Reibung und Verschleiß sowie Testverfahren kann im Rahmen dieser Studie nicht eingegangen werden. Doch schon aufgrund der vorangegangenen theoretischen Erörterungen zeigt sich die Komplexität der Probleme beim endoprothetischen Kniegelenkersatz, der bei der Wahl einer Prothese für die jeweilige klinische Situation Rechnung zu tragen ist. Die Tatsache, daß es 400 verschiedene Modelle von Knieprothesen gibt, macht die Situation nicht übersichtlicher (*13).

Die theoretischen Abschnitte haben gezeigt, daß die Prothesetypen, angefangen mit den Scharniergelenken, bis hin zu den nur die Oberfläche ersetzenden Modellen quasi eine "Verdünnungsreihe" hinsichtlich der Führung und der damit verbundenen Stabilität bilden. Gleichzeitig wird in dieser Reihenfolge der Bandapparat immer stärker in Anspruch genommen.

Es konnte gezeigt werden, daß die Kräfte, die auf die Prothesen-Knochen bzw. Knochen-Zementgrenze einwirken, in der gleichen Reihenfolge abnehmen ("verdünnt werden"). Entsprechend verringert sich die Gefahr einer Lockerung.

Aufgrund dieser Tatsachen und der Komplexität der physiologischen Kniegelenksbewegung liegt die Vermutung nahe, daß solche Prothesen, die dem physiologischen Ablauf am nächsten kommen, die besten Ergebnisse prothetischer Versorgung erzielen. Diese Prothesen reduzieren die Scher-, Biege- und Torsionskräfte auf ein Minumum. (Gänzlich lassen sich diese Kräfte wohl nie ausschalten (*37)). Ein Scharniergelenk kann aus den angeführten Gründen diesen Anforderungen nicht entsprechen, dagegen kann eine lediglich die Gelenkflächen ersetzende Prothese solche Qualitäten in hohem Maße besitzen.

Auch in unserem Krankengut findet sich eine wie oben beschrieben "Verdünnungsreihe": Ausgehend von der Scharnierprothese Typ "Dadurian", über das weniger führende modifizierte Scharnier Typ "Sheehan", bis hin zur Schalenprothese Typ "SKI" und schließlich zu dem nur in einem Kompartiment die Oberflächen ersetzenden St. Georg-Schlitten.

Die Sheehan-Prothese ist bereits in Abschnitt 2.2.3.2 und 3.1. beschrieben worden.

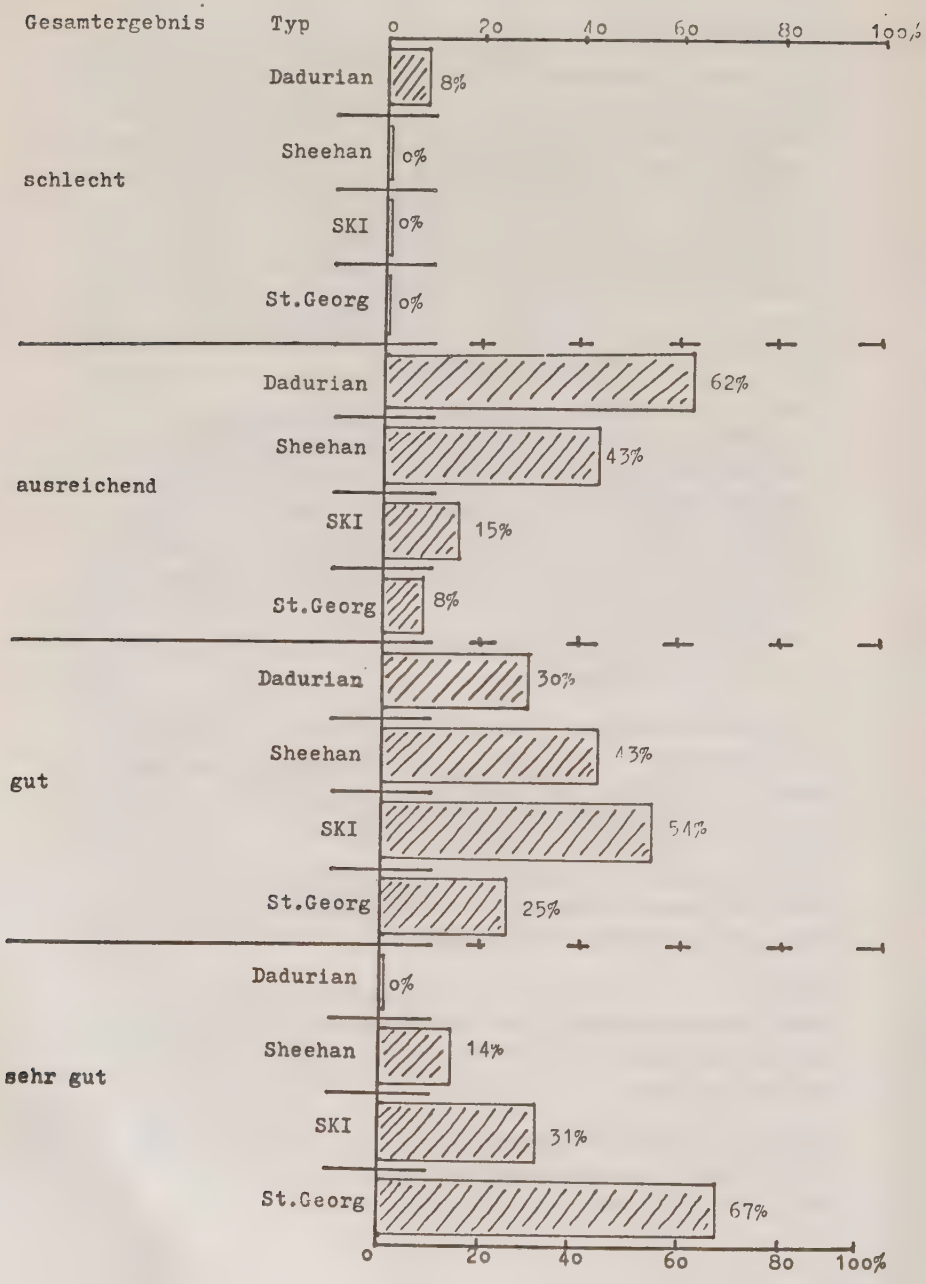
Die Dadurian-Prothese ist trotz ihrer Rotationskomponente ein "typisches" achsgeführtes Scharniergelenk. Der Bandapparat wird durch die Konstruktion der Prothese ersetzt und damit die Stabilität garantiert.

Die SKI-Prothese ist eine Schalenprothese, die die Erhaltung der Kreuzbänder erlaubt. Die Tibiaplateaus sind fast eben und dürften daher kaum führen.

Die St. Georg-Schlitten ersetzen jeweils nur ein Kompartiment des Kniegelenkes, die Tibiaplateaus sind eben (führen nicht), der Bandapparat wird selbstverständlich erhalten und beansprucht.

Die oben angenommene Vermutung wird bei der Betrachtung der Einzelergebnisse weitgehend bestätigt.
Abb. 22 zeigt hierzu eine Obersicht.

Abb. 22 Gesamtbewertung der klinischen Studie



An dieser Stelle muß gesagt werden, daß die Ergebnisse der mit der SKI-Prothese versorgten Kniegelenke aus dieser Betrachtung ausgeklammert werden sollten, da die Beobachtungszeit zu kurz ist. Weiterhin muß betont werden, daß die Anzahl der hier vorliegenden Ergebnisse zu klein ist, als daß sie als repräsentativ angesehen werden können.

In der Literatur wird jedoch die oben gebildete Annahme anhand von zahlenmäßig weitaus umfangreicheren, also repräsentativen Untersuchungen bestätigt.

Tabelle 13 (Ergebnisse aus der Literatur) zeigt das anhand von einigen ausgewählten Beispielen.

Tab. 13

Prothesentyp	-zahl	Mißerfolg	Lockerung	Infektion
I. Achsgeführte, den Bandapparat ersetzende Prothese				
Walldius	432	18 %	12 %	8 %
Shiers	288	25 %	19 %	10 %
Guepar	342	15 %	3 %	6 %
St. Georg	410	5 %	1 %	1,5 %
Blauth	106	36 %	1 %	3 %
GSB	18	17 %	--	--
Sheehan	9	22 %	--	--
Total	1605	19,7 %	7,2 %	5,7 %
II. Zum Teil führende, den Bandapparat teilweise ersetzende Prothese				
Geomedic	230	14 %	7 %	3 %
UCI	203	16 %	--	3 %
Freeman/Swanson	116	6 %	3 %	3 %
Total Condylar	223	5 %	--	1 %
Variable Axis	27	11 %	--	7 %
Total	799	10,4 %	5 %	3,4 %
III. Oberflächen ersetzende, auf intakten Bandapparat angewiesene Prothese				
Modular	194	10 %	5 %	4 %
Polycentric	614	11 %	4 %	3 %
Duocondylar	60	13 %	5 %	--
Sledge	226	3 %	4 %	1 %
Total	1094	9,2%	4,5 %	2,6 %

Aufgrund der vorliegenden Ausführungen scheint es logisch, nur die Oberflächen ersetzenden Prothesen zu verwenden. Dies ist zwar wünschenswert, in der Praxis jedoch nicht möglich.

Der Einsatz der Prothesen ist heutzutage zwar aufgrund neuer Entwicklungen und Techniken nicht mehr so sehr durch die kurze Lebensdauer der Prothesen limitiert. Trotzdem stellt die Lebensdauer der Prothesen immer noch ein Hauptproblem bei dem endoprothetischen Gelenkersatz dar.
Es sollte versucht werden, die Patienten rechtzeitig einer prothetischen Versorgung zuzuführen, so daß eine nur die Oberflächen ersetzende Prothese eingesetzt werden kann, die auf einen intakten Bänderapparat angewiesen ist. Ein zu später Zeitpunkt zwingt den Operateur, durch eine stärkere Zerstörung des Kniegelenks eventuell zum Einsatz eines Scharniergelenkes mit allen damit verbundenen Nachteilen.

Bei der Auswahl einer Prothese ist man heute in der Klinik durch eine ganze Reihe von Faktoren determiniert:

Ist die Arthrose nur in einem Kompartiment des Kniegelenks ausgeprägt und reicht der Einsatz eines St. Georg-Schlittens?
Ist die Arthrose stärker ausgeprägt und erfordert eine Schalenprothese wie den SKI-Typ?
Wieviel Knochen darf reseziert werden, damit die Ansätze der Kollateralbänder erhalten bleiben und eine Prothese vom Sheehan-Typ noch zum Einsatz kommen kann?
Wieviel Knochen muß reseziert werden, damit die Arthrose vollständig beseitigt wird; werden die Ansätze der Kollateralbänder mitreseziert und ist man so zur Verwendung einer Scharnierprothese vom Dadurian-Typ gezwungen, die in dieser klinischen Situation eine ausreichende Stabilität gewährleistet?

Fragen solcher Art stellen sich dem Operateur in den verschiedenen klinischen Situationen. Auf diese Vielzahl von Fragen muß es entsprechend differenzierte Antworten geben. Eine solche Differenzierung ist mittels unterschiedlicher Prothesetypen möglich.

Gerade wegen der Vielfalt der klinischen Situationen halten wir es für unerläßlich - ja, sogar für ein absolutes "Muß" - daß ein Operateur, der einen Patienten optimal versorgen will, eine breite Palette an verschiedenen Prothesetypen zur Verfügung hat und ihren Einsatz beherrscht.

Hauptsächlich aus diesem Grund kommen im St. Johannes-Hospital trotz der relativ kleinen Patientenzahl "viele" verschiedene Prothesen zum Einsatz. Die Auswahl an Prothesen mit unterschiedlichen Eigenschaften ("Verdünnungsreihe") hat den eindeutigen Vorteil, den Patienten je nach klinischer Situation optimal versorgen zu können.

Der Einsatz der verschiedenen Prothesen wird dadurch kompliziert, daß es verschiedene Hersteller gibt. Abgesehen von Kostenfaktoren und bürokratischen Schwierigkeiten ergeben sich weitere Probleme dadurch, daß jeweils unterschiedliche Instrumentarien geliefert werden. Die Anpassung an diese ist nicht nur eine jeweils neue Anforderung an den Operateur, sondern auch an das Personal.

Dieses Problem lösten Insall et al. (1979) (*22) auf eindrucksvolle Weise bei der Entwicklung der "Total Condylar" -(TCK)-Prothese. Innerhalb einer Prothesenfamilie stehen drei verschiedene Typen zur Verfügung, die durch Modifikationen eine, wie oben beschrieben, "Verdünnungsreihe" bilden, und so verschiedenen klinischen Situationen gerecht werden. (Abb. 23)

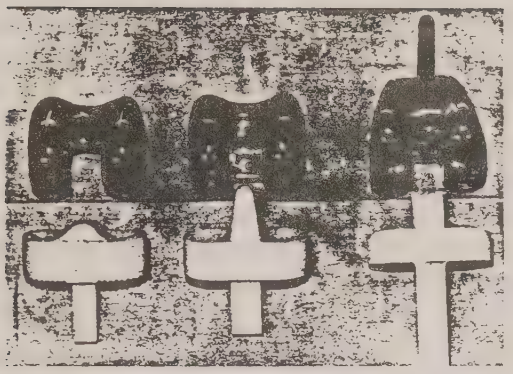


Abb. 23
TCK "Verdünnungsreihe"

Ein Beispiel der leider häufig gesehenen gegenteiligen Art, stellt das Design der St. Georg-Prothese dar (*7, *16).
Abstufungen zwischen dem Scharnier auf der einen Seite und dem Schlitten auf der anderen Seite gibt es nicht.

Neuentwicklungen (wie bei der TCK-Prothese) müssen beachtet und gefordert werden. Das stellt einen Grundsatz der modernen Medizin dar. Wir halten es für nicht verständlich, daß immer noch Prothesentypen zum Einsatz kommen, die hohe Komplikationsraten aufweisen und bereits von der Entwicklung als überholt angesehen werden müssen.

Beobachtungen an Mannheimer Kliniken zeigten eine erhöhte Frequenz von Spiralbrüchen der Tibia nach endoprothetischer Versorgung mit einer Guepar-Prothese. Diese Tatsache stellt einen der Gründe dar, aus denen das St. Johannes-Hospital nur noch die Dadurian-Prothese einsetzt, wenn ein Scharniergelenk eingesetzt werden muß. Die Dadurian-Prothese ermöglicht eine Unterschenkelrotation und hilft so, derartige Komplikationen zu vermeiden.

Als eine weitere Neuentwicklung erweist sich ein Patella-Gleitlager für die Dadurian-Prothese.
Wir führen die Persistenz bzw. das Wiederauftreten von Beschwerden bei Patienten, die mit der Dadurian-Prothese versorgt wurden, u. a. darauf zurück, daß bisher ein Patella-Gleitlager zum routinemäßigen Einsatz nicht zur Verfügung stand.
Die femorale Komponente der Dadurian-Prothese ist unglücklicherweise etwas scharfkantig (siehe auch Abb. 6 a).
Dies kann u.U. , etwa wenn es in diesem Bereich zur Knochenresorption und damit Freilegung der Kanten kommt, zur Entstehung oder Verstärkung einer patello-femoralen Arthrose führen, die ihrerseits Beschwerden verursacht.

Das neuentwickelte Gleitlager vermindert eine solche Gefahr. Es wurde u. a. auf unser Betreiben hin entwickelt - bisher mußten wir bei ausgeprägter patello-femoraler Arthrose auf das Lubinus-Gleitlager zurückgreifen.
Für die Sheehan-Prothese steht inzwischen ebenfalls ein solches Gleitlager zur Verfügung.

Eine vor allem für die Zukunft beachtenswerte Entwicklung stellt die zementfreie Implantation dar. Bereits zum jetzigen Zeitpunkt liegen dazu ermutigende Ergebnisse vor, jedoch wird erst der weitere Verlauf der Entwicklung zeigen, ob diese Art der Implantation sich durchsetzen kann. Im St. Johannes-Hospital wird die femorale Komponente der SKI-Prothese zementfrei implantiert.

4.2. Die zementfreie Implantation

Es gibt eine Reihe von Argumenten, die gegen die Verwendung von Zement bei der Fixation von Endoprothesen sprechen. Zunächst eine erweiterte Zusammenfassung der bereits in Abschnitt 2.2.1. erwähnten Argumente:

Zwischen der Knochennekrose und der Anwendung von Zement besteht ein Zusammenhang (*11, *12, *41). Die Nekrosezone ist unumstritten (*38), unklar ist das Ausmaß ihrer Ausdehnung (*24, *40).
Teilweise wird hierfür die hohe Abbindungswärme verantwortlich gemacht, die bei der Polymerisation des Zements entsteht (*5, *24). Zementmonomere sind toxisch, eine toxische Nekrose der angrenzenden Knochenregion ist denkbar (*9). Der nekrotische Knochen wird durch Bindegewebe ersetzt, dieses Bindegewebe ist Scher-, Biege- und Torsionskräften gegenüber schwach (*37).
Tierexperimentelle Untersuchungen bestätigen diese Befunde (*17, *33).

In der Bindegewebsschicht finden sich häufig Makrophagen (*10), die als Vorläufer von Osteoklasten angesehen werden (*8). An dieser Stelle entsteht so ein knochenabbauendes Potential, welches denkbar ungünstige Folgen für die feste Verankerung des Implantats haben kann.

Es ergibt sich der deutliche, letztlich jedoch noch nicht bewiesene Eindruck, daß die Anwesenheit von Zement die Entstehung einer Osteitis durch an sich apathogene Organismen fördert (*11, *12).

Der Einsatz von Zement impliziert noch weitere Nachteile. Seine Verwendung verlängert die Operationsdauer. Er ist brüchig, nutzt sich ab (*37) und ist Zug- und Scherkräften gegenüber schwach.

Ist eine Revision notwendig, bedeutet die Zententfernung einen Zeitverlust während der Operation. Die Zententfernung ist besonders schwierig und kann zudem Schäden am angrenzenden Knochen anrichten (*27).

Die Methode der zementfreien Implantation scheint vielversprechend. Für Jani (1975) (*23) stellt die zementfreie Implantation eine der Forderungen an die "ideale Knieprothese" dar.

Tierexperimentelle Untersuchungen zeigten, daß Hundeknochen, welcher in Kontakt mit Polyäthylen steht, nicht nekrotisch wird und sogar in das Implantat einwachsen kann (*28, *29). Er modelliert sich sogar an Dübelgewinden, mit denen der tibiale Anteil einer Prothese fixiert wurde, an, und sproßt selbst zwischen die Dübellamellen ein (*20).

Es ist nicht bekannt, wie tief menschlicher Knochen von der Knochenschnittfläche aus in einen Totraum vorwachsen kann. Der Spielraum des Wachstums scheint in der Größenordnung von 1 - 2 mm zu liegen (*37).

Will man ein Knochenwachstum in die Implantatoberfläche erreichen, sollten Oberflächen verwendet werden, die gezackt oder gerillt sind. So kann es zu einer stabilen Verbindung zwischen Prothese und Knochen kommen, wenn die Vertiefungen vom Knochen ausgefüllt werden.

Blaha et al. (1982) (*6) implantieren zementfrei Polyäthylentibiaplateaus, deren Verankerungszylinder mit flexiblen Vorsprüngen versehen sind. Diese richten sich dann in einen intertrabekulären Raum ein oder pressen sich, indem sie gebeugt bleiben, gegen die Trabekel und geben so ausreichenden Halt.
Die Ergebnisse sind gut. Histologische Untersuchungen von vier Prothesen (durchgeführt 10 - 28 Tage post-operativ) zeigen zwar kein direktes Einwachsen von Knochen, die Verankerung der Implantate ist jedoch absolut fest. Röntgenologisch findet sich in 57% der Fälle eine eindeutige Zunahme der Knochendichte.

Yamamoto (1979) (*42) implantiert eine Prothese mit gezackter Oberfläche. Seine Ergebnisse sind ausgezeichnet, insbesondere beobachtete er mit Ausnahme einer Frühlockerung aufgrund einer Infektion weder klinische noch röntgenologische Lockerungszeichen.

Eine andere Oberfläche, die sich für die zementfreie Implantation eignet, ist die madreporische, aus kleinen Kügelchen zusammengesetzte Oberfläche der Lord-Hüft-TEP (*26). Mit dieser Prothese gibt es bereits mehrjährige positive Erfahrungen, auch an der hiesigen Klinik.

Es lag daher nahe, die Tatsache zu nutzen, daß die Femurkomponente der SKI-Prothese ebenfalls eine solche Oberfläche hat. Deshalb entschlossen wir uns, auch diese Prothese femurseitig zementfrei zu implantieren, obwohl dies nicht von vornherein so vorgesehen war. Zu dieser Entscheidung trug die Oberlegung bei, daß aufgrund der obigen Erläuterungen durch die Konstruktion der Prothese die Spannungen an der Knochen-Prothesengrenze auf minimalem Niveau gehalten werden. So kann ein ungestörtes Knocheneinwachsen erwartet werden.

Die bisherigen Kurzzeitergebnisse sind sehr ermutigend. Im Vergleich zu den anderen Prothesen schneiden die SKI-Knie sehr gut ab. (Siehe Abschnitt 3.5.3.). Die Komplikationsrate ist sehr gering, Lockerungszeichen konnten nicht beobachtet werden.
Bei diesem Prothesetyp hat der Krankenhausaufenthalt die kürzeste Zeitspanne, die Patienten sind subjektiv sehr zufrieden.

Es muß nochmals betont werden, daß die Anzahl der Fälle klein und die Beobachtungszeit sehr kurz ist. Deshalb soll dieser Teil der Studie nur prospektiv betrachtet werden. Die Zeit wird zeigen, ob unser Optimismus berechtigt ist.

Sicherlich gibt es bei dem endoprothetischen Kniegelenkersatz noch eine Anzahl von Problemen, die bisher nicht zur vollen Zufriedenheit gelöst werden konnten. Dies ist u.a. darauf zurückzuführen, daß es außerordentlich schwierig ist, die natürliche Kniegelenksphysiologie nachzugestalten. Die "Idealprothese" gibt es bisher nicht, jedoch lassen die Entwicklungen der letzten Jahre hoffnungsvolle Ansätze erkennen.

5. Zusammenfassung

Die Kinematik des Kniegelenks ist von besonderer Komplexität. Die Achse der Kniebewegung ist inkonstant, für jeden Augenblick der Kniebewegung nimmt sie eine andere Stellung im dreidimensionalen Raum ein.
Die Radien der Femurkondylen nehmen in postero-anteriorer Richtung zu, die Gelenkflächen sind inkongruent. Diese Besonderheiten sind für die große Beweglichkeit des Kniegelenks verantwortlich.
Die Stabilität und Bewegungskontrolle werden durch den Bandapparat gewährleistet. Dieser überträgt in natürlichen Gelenken Scherung, Biegung und Torsion als Zugspannungen, während über die Gelenkflächen hauptsächlich Druckspannungen übertragen werden.

Diese Eigenschaften der Kniegelenksphysiologie müssen bei der Prothesenkonstruktion berücksichtigt werden.

In dem gleichen Ausmaß, in dem eine Prothese aufgrund ihres Designs auch die Funktion des Bandapparates übernimmt, werden Zug-, Biege- und Torsionsbelastungen mit allen unerwünschten Folgen für die Verbindung zwischen Knochen und Prothese übertragen. Aus teilweise noch nicht vollständig geklärten Gründen entsteht an der Knochen-Zementgrenze eine Bindegewebsschicht, die gerade solchen Kräften gegenüber kaum widerstandsfähig ist.
Ausgehend von den achsgeführten, nur zweidimensional wirkenden Scharniergelenken über modifizierte, weniger führende Scharniere bis hin zu den nur die Oberfläche ersetzenden Prothesen, bilden die unterschiedlichen Systeme quasi eine "Verdünnungsreihe" hinsichtlich der Kräfte, die auf die Verbindung zwischen Prothese und Knochen wirken. In der gleichen Reihenfolge nimmt die Gefahr einer Lockerung ab, während der Bandapparat zunehmend stärker beansprucht wird.

In unserem Krankengut findet sich eine solche "Verdünnungsreihe". (Dadurian, Sheehan, SKI, St. Georg). Erwartungsgemäß erreichen die oberflächenersetzenden Systeme die besten Ergebnisse. Die Anzahl der vorliegenden Ergebnisse ist zwar klein, doch werden diese in der Literatur weitgehend bestätigt.

Ein breitgefächertes Spektrum unterschiedlicher Prothesen stellt für uns eine unabdingbare Forderung dar. Nur so ist sichergestellt, daß der Patient in jeder klinischen Situation optimal versorgt wird.

Die SKI-Prothese wird von uns femurseitig zementfrei implantiert. Die zementfreie Implantation wird anderenorts seit einigen Jahren mit z. T. sehr gutem Erfolg durchgeführt. Auch unsere Ergebnisse sind sehr zufriedenstellend. Dieser Teil der Studie sollte nur prospektiv betrachtet werden, da die Patientenanzahl klein und die Beobachtungszeit kurz ist.

6. Literatur

[1]
AMSTUTZ, H.C., Lurie, L., Bullough, P.: Skeletal fixation with self-curing polymethylmethacrylate. A report of 23 canine total hip replacements. Clin. Orthop. 84, 163 (1972)

[2]
ATTENBOROUGH, C.G.: Total knee replacement. In: Proceedings of the international congress on the knee joint. Rotterdam: Excerpta Medica, 1973

[3]
ATTENBOROUGH, C.G.: Total knee replacement, using a stabilised gliding prosthesis. Proceedings - total knee replacement, p. 92. London: Institution of Mechanical Engineers, 1974

[4]
BARGREN, J.H., Freeman, M.A.R., Swanson, S.A.V., and Todd, R.C.: ICLH (Freeman/Swanson) arthroplasty in the treatment of arthritic knee. Clinic. Orthop., 120, 65 (1976)

[5]
BIEHL, G., Harms, J., Hanser, U.: Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. Intraoperative Temperaturmessungen bei normaler Blutzirkulation und in Blutleere. Arch. Orthop. Unfallchir. 78, 62 (1974)

[6]
BLAHA, J.D., Insler, H.P., Freeman, M.A.R., Revell, P.A., Todd, R.C.: The fixation of a proximal tibial polyethylen prosthesis without cement. J. Bone Joint Surg. 64-B, 326 (1982)

[7]
BUCHHOLZ, H.W. und Engelbrecht, E.: Die intrakondyläre totale Kniegelenksendoprothese "Modell St. Georg". Chirurg 44, 373 (1973)

[8]
CHAMBERS, T.J.: The cellular basis of bone resorption. Clin. Orthop. 151, 283 (1980)

[9]
CHARNLEY, J.: Acrylic cement in orthopedic surgery. Edinburgh, London: Churchill Livingstone (1970)

[10]
CHARNLEY, J.: Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. Berlin, Heidelberg, New York; Springer (1979)

[11]
CHARNLEY, J., Crawford, W.J.: Histology of bone in contact with self-curing acrylic cement. J. Bone Joint Surg.; 50 B, 228 (1968)

[12]
CHARNLEY, J., Follacci, F.M., Hammond, B.T.: The long-term reaction of bone to self-curing acrylic cement. J. Bone Joint Surg.; 50 B, 822 (1968)

[13]
DIETSCHI, C., Raven, M. von: Erfahrungen mit Kniegelenk-totalendoprothesen. Z. Orthop. 113, 525 (1975)

[14]
DOWSON, D., Seedhom, B.B., Johnson, G.R.: Biomechanics of the lower limb. In: An introduction to the biomechanics of joints and joint replacement. Dowson, D., and Wright, V. (eds.), p. 68, London: Mechanical Engineering Publications Ltd (1981)

[15]
EBERHART, H.D.: Fundamental studies of human locomotion. Prosthetic devices research project. Berkeley, Calif., USA: College of engineering, University of California (1947)

[16]
ENGELBRECHT, E.: Die Schlittenprothese, eine Teilprothese bei Zerstörungen im Kniegelenk. Chirurg 52, 510 (1971)

[17]
FEITH, R.: Side effects of acrylic cement implanted into bone. Acta Orthop. Scand. Suppl. 161, 32 (1975)

[18]
GREENWALD, A.S., Black, J.D., Matejczyk, M.: Stability characteristics of total knee designs. In: Instructional course lectures. Murray, D.G. (ed.), p. 301, St. Louis, Toronto, London: Mosby (1981)

[19]
GUNSTON, F.H.: Polycentric knee arthroplasty, J. Bone Joint surg. 53 B, 272 (1971)

[20]
HEIMEL, R., Richter, K.D., Taayedi, M. und Esmail, Z.: Zur Problematik von schaft- und zementfreien Totalprothesen des Kniegelenkes - eine tierexperimentelle Studie. In: Chirurgisches Forum für experimentelle

und klinische Forschung. Junghanns, H. (ed.), p. 41, Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1980)

[21] IDELBERGER, K.: Lehrbuch der Ortho-ädie, Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1978)

[22] INSALL, J., Tria, A.J., Scott, W.N.: The total condylar knee prosthesis. Clinic. Orthop. 145, 68 (1979)

[23] JANI, L., A. Gächter: Die Indikation zu den verschiedenen Formen der Kniegelenksarthroplastik. Z. Orthop. 113, 505 (1975)

[24] JEFFERISS, C.D., Lee, A.J.C., Ling, R.S.M.: Thermal aspects of self-curing polymethylmethacrylate. J. Bone Joint Surg. 57 B, 511 (1975)

[25] LINDER, L., Lundskog, L.: Incorporation of s-ainless steel, titanium and vitall-um in bone. Injury 6, 277 (1975)

[26] LORD, G.: Bone ingrowth and uncemented total hip replacement. Royal Society of Medicine Symposium on Cementless Fixation of Implants (1981)

[27] RITTER, H., Dege, U., and Kubba, R.: Initial experiences with a total knee prosthesis implanted without bone cement. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 95, 89 (1979)

[28] SAUER, B.W., Lade, R.B., Mercer, H.A.: Biomechanical evaluation of porous high density polyethylene coated canine femoral head prostheses. Trans Orthop. Res. Soc. 5, 315 (1980)

[29] SAUER, B.W., Lade, R.B., Mercer, H.A.: Long-term stabilisation of canine femoral head prostheses using porous high density polyethylene coatings. Trans. Orthop. Res. Soc. 6, 173 (1981)

[30] SEEDHOM, B.B., Dowson, D., Wright, V., and Longton, E.B.: A technic for the study of geometry and contact in normal and artificial knee joints. Wear 20, 189 (1972)

[31]
SHEEHAN, J.: Proceedings - total knee replacement, p. 80, London: Institution of Mechanical Engineers (1974)

[32]
SHEEHAN, J.: Arthroplasty of the knee. J. Bone Joint Surg. 60, 333 (1978)

[33]
SIEBERT, H., Konold, P., Eberhardt, B. und Pannike, A.: Mikroangiographische und histologische Befunde nach Implantation von Knochenzement in der Rattentibia. In: Chirurgisches Forum für experimentelle und klinische Forschung. Junghanns, H. (ed.), p. 11, Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1980)

[34]
SONSTEGARD, D.A., Kaufer, H., Matthews, L.S.: The spherocentric knee. J. Bone Joint Surg. 59 A, 602 (1977)

[35]
SWANSON, S.A.V., Freeman, M.A.R., Day, W.H.: the fatigue properties of human cortical bone. Med. Biol. Eng. 9, 23 (1971)

[36]
SWANSON, S.A.V.: Biomechanics. In: Arthritis of the knee. Freeman, M.A.R. (ed.), p. 1, Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1980)

[37]
SWANSON, S.A.V.: Mechanische Aspekte der Prothesenverankerung. In: Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes. Swanson, S.A.V. und Freeman, M.A.R. (eds.), p. 146, Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1979)

[38]
VERNON-ROBERTS, B. und Freeman, M.A.R.: Die gewebliche Beschreibung gegen Totalendoprothesen. In: Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes. Swanson, S.A.V. und Freeman, M.A.R. (eds.), p. 100, Berlin. Heidelberg, New York: Springer (1979)

[39]
VERNON-ROBERTS, B., Freeman, M.A.R.: Morphological and analytical studies of the tissue adjacent to joint prostheses. In: Engineering in medicine, Vol. 2, Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1976)

[40]
WILLERT, H.-G., Ludwig, J., Semlitsch, M.: Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty. A long-term gross, light microscopic and scanning electron microscopic study. J.Bone Joint surg. 56 A, 1368 (1974)

[41]
WILLERT, H.-G., P. Puls: Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Allo-Arthroplastik der Hüfte. Arch. Orth. Unfall. Chir. 72, 33 (1975)

[42]
YAMAMOTO, S.: Total knee replacement with the Kodama-Yamamoto knee prosthesis. Clin. Orthop. 145, 60 (1979)

Herrn Professor Dr. H. Frh. v. Andrian-Werburg
möchte ich für die freundliche Oberlassung des
Themas dieser Arbeit danken.

Herrn Dr. R. van't Hullenar gilt mein besonderer
Dank für seine hilfreiche Unterstützung.

Lebenslauf

Name:	Michael Jezek
Geburtsdatum:	9. Oktober 1954
Geburtsort:	Prag
Schulbesuch:	1961 - 1968 Allgemeine Grundschule in Prag (ZDS - Praha - Norbertov)
	1968 - 1969 Neusprachliches Gymnasium in Neuenbürg/Kreis Calw
	1969 - 1975 Neusprachliches Gymnasium, Humboldt-Gymnasium Solingen
Abitur:	Juni 1975
Studium:	1975 (Wintersemester) Beginn des Medizinstudiums an der Universität Düsseldorf
	1978 (Wintersemester) Ärztliche Vorprüfung
	1979 (Wintersemester) 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
	1981 (Sommersemester) 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
	1982 (Sommersemester) 3. Abschnitt der ärztlichen Prüfung